

Universidade de Lisboa  
Faculdade de Medicina Dentária



**Estabilidade Primária em Implantes Curtos:  
Um Estudo *in vitro***

**Diogo Lopes Romão Santos**

Dissertação orientada por  
Professora Helena Francisco  
Professor João Caramês

Mestrado Integrado em Medicina Dentária

2018



Aos meus pais e ao meu irmão,

Que são tudo para mim.



## Agradecimentos

À minha **Mãe** e ao meu **Pai** que sempre me apoiaram, mesmo nos momentos mais difíceis. As minhas pedras basilares.

Ao meu irmão **Ivo**, por toda a coragem e amizade única.

Ao **Fábio**, por toda a paciência durante estes anos.

À Professora **Helena Francisco**, pela orientação cuidadosa que me prestou, por todas as horas dedicadas a este trabalho.

Ao Professor **João Caramês** pela referência que é para mim na área da cirurgia oral e implantologia.

Aos meus **amigos** e companheiros destes anos de faculdade, Duarte, Joana, Tiago e Carolina, que tornaram esta etapa da minha vida mais rica. Não teria sido a mesma coisa sem vocês.



## Resumo

**Objetivo:** Avaliar a influência dos diferentes comprimentos de implantes curtos na estabilidade primária.

**Materiais e Métodos:** Neste estudo *in vitro* foram colocados implantes *Tissue Level* (Straumann<sup>®</sup>, Basileia, Suíça) com um diâmetro de 4,1 mm em costelas de vaca.

No grupo A (grupo de controlo) foi colocado um implante com 10 mm de comprimento. Nos grupos B, C e D (grupos teste) foram colocados implantes com 8 mm, 6 mm e 4 mm de comprimento, respetivamente. Em cada grupo foi colocado o mesmo implante 10 vezes, sempre de acordo com as indicações do fabricante. Após a inserção de cada implante, a estabilidade primária foi medida três vezes com o método da análise de frequência de ressonância através do dispositivo Osstell<sup>®</sup> Mentor (Osstell, Gotemburgo, Suécia). Para comparar os resultados entre o grupo de controlo e os grupos teste foi utilizado o *T-test* e o teste de *Mann-Whitney*, sendo que para comparações entre os grupos teste foi usado o teste de *Kruskal-Wallis*, com um nível de significância de 5%

**Resultados:** Os resultados sugerem que existem diferenças estatisticamente significativas nos valores da estabilidade primária entre o grupo A e os grupos B, C e D ( $p < 0,05$ ). Verifica-se que, em média, o grupo de A apresenta valores de estabilidade primária significativamente superiores aos grupos B, C e D. Para além disso, observam-se diferenças estatisticamente significativas nos valores da estabilidade primária entre o grupo B e os grupos C e D ( $p < 0,05$ ), verificando-se que, em média, o grupo B apresenta valores significativamente superiores aos grupos C e D.

**Conclusões:** Dentro das limitações do presente estudo *in vitro*, os resultados sugerem que a estabilidade primária dos implantes curtos é menor que a dos implantes com comprimentos *standard*, em osso de baixa densidade.

**Palavras-chave:** Implantes Dentários, Implantes Curtos, Estabilidade Primária, Análise de Frequência de Ressonância.





## Abstract

**Objective:** To evaluate the influence of different lengths of short implants in the primary stability.

**Materials and Methods:** In this *in vitro* study, Tissue Level implants (Straumann<sup>®</sup>, Basel, Switzerland) with 4,1 mm of diameter were placed in cow ribs.

In group A (control group) one implant with 10 mm of length was placed. In groups B, C and D (test groups) implants with 8 mm, 6 mm and 4 mm of length were placed, respectively. In each group the implant was placed 10 times. All implants were placed according to the manufacturer recommendations. After the implant insertion, primary stability was measured three times with resonance frequency analysis through Osstell<sup>®</sup> Mentor (Osstell, Gothenburg, Sweden). T-test and Mann-Whitney test were used to compare the results between control group and the test groups and the Kruskal-Wallis test was used to do multiple comparisons between the test groups, with a 5% level of significance.

**Results:** The results suggest that there are statistically significant differences in primary stability values between group A and groups B, C and D ( $p < 0,05$ ). Group A shows, on average, significantly superior values compared to groups B, C and D. Furthermore, the results also demonstrate that there are statistically significant differences in primary stability values between group B and groups C and D ( $p < 0,05$ ). On average, group B exhibit significantly superior values than groups C and D.

**Conclusions:** Within the limitations of the current *in vitro* study, the results suggest that in low density bone, the primary stability of short implants is lower than the standard length implants.

**Keywords:** Dental Implants, Short Implants, Primary Stability, Resonance Frequency Analysis.



# Índice

<b>1. Revisão da Literatura e Relevância Clínica</b>	<b>1</b>
1.1. Introdução	1
1.2. Osteointegração	2
1.3. Implantes Curtos	3
1.4. Estabilidade Primária e Secundária	7
1.5. Fatores que influenciam a estabilidade primária	9
1.6. Avaliação da estabilidade do implante	13
1.7. Relevância Clínica	19
<b>2. Objetivos e Hipóteses do estudo</b>	<b>20</b>
2.1. Objetivo do estudo	20
2.2. Hipóteses do estudo	20
<b>3. Materiais e Métodos</b>	<b>20</b>
3.1. Tipo de estudo	20
3.2. Grupos de estudo	20
3.3. Tamanho da amostra	20
3.4. Implantes	20
3.5. Modelo de osso	21
3.6. Unidade de perfuração cirúrgica	21
3.7. Protocolo cirúrgico	21
3.8. Variáveis de estudo	23
3.9. Análise estatística	23
<b>4. Resultados</b>	<b>23</b>
4.1. Avaliação da estabilidade primária entre o grupo de controlo e os grupos teste	24
4.2. Avaliação da estabilidade primária entre os grupos teste	24
<b>5. Discussão</b>	<b>25</b>
<b>6. Conclusão</b>	<b>30</b>
<b>7. Referências Bibliográficas</b>	<b>XV</b>
<b>8. Apêndice</b>	<b>XXVIII</b>
<b>9. Anexos</b>	<b>XXIX</b>

## **Índice de Tabelas**

Tabela 1 – <i>Valor da média, desvio padrão, mediana, amplitude interquartil e valor mínimo e máximo de ISQ por grupo de estudo</i>	24
Tabela 2 – <i>Teste estatístico utilizado e valor de p entre o grupo de controle e os grupos teste</i>	24
Tabela 3 – <i>Teste estatístico utilizado e valor de p ajustado pela correção Bonferroni entre os grupos B, C e D</i>	25

## Índice de Figuras

<i>Figura 1.</i> Modelo de osso utilizado	21
<i>Figura 2.</i> Região onde foram colocados os implantes	21
<i>Figura 3.</i> Perfuração com broca piloto 1 de 2,2 mm de diâmetro	22
<i>Figura 4.</i> Perfuração com broca piloto 2 de 2,8 mm de diâmetro	22
<i>Figura 5.</i> Perfuração com broca helicoidal de 3,5 mm de diâmetro	22
<i>Figura 6.</i> Perfuração com broca de perfil de 3,5 mm de diâmetro	22
<i>Figura 7.</i> Osstell® Mentor e <i>SmartPeg</i>	23
<i>Figura 8.</i> Medição da estabilidade primária com o Osstell® Mentor	23
<i>Figura 9.</i> Diagrama de extremos e quartis dos valores de ISQ por comprimento do implante utilizado	25

## Lista de Abreviaturas

<b>EP</b>	Estabilidade Primária
<b>IC</b>	Implantes Curtos
<b>IS</b>	Implantes <i>Standard</i>
<b>AFR</b>	Análise de Frequência de Ressonância
<b>PT</b>	Periotest <sup>®</sup>
<b>TI</b>	Torque de Inserção
<b>ES</b>	Estabilidade Secundária
<b>ISQ</b>	<i>Implant Stability Quocient</i>
<b>PTV</b>	<i>Periotest Values</i>

## 1. Revisão da Literatura e Relevância Clínica

### 1.1 Introdução

A utilização de implantes para substituir os dentes em falta aumentou substancialmente ao longo dos últimos 30 anos (Jenny *et al.*, 2016).

A recuperação da função estética e mastigatória associada à elevada taxa de sucesso, previsibilidade e relativamente baixas percentagens de complicações, fazem dos implantes dentários uma solução bastante popular em pacientes desdentados parciais ou totais (Hong & Oh, 2017; Meyer *et al.*, 2012; Shemtov-Yona & Rittel, 2015).

O uso de implantes dentários está, muitas vezes, restrito às limitações anatómicas, que são especialmente críticas nos casos de reabsorção óssea severa nas regiões posteriores da maxila e da mandíbula (Renouard & Nisand, 2006; Anitua *et al.*, 2008; Grant *et al.*, 2009; Edher & Nguyen, 2017; Jain *et al.*, 2016). Assim, a utilização de implantes curtos (IC) como solução para as regiões posteriores com grande reabsorção em pacientes parcialmente desdentados tem vindo a aumentar, já que constituem uma opção de tratamento menos complexa quando comparada com as técnicas de regeneração óssea (Telleman *et al.*, 2011; Renouard & Nisand, 2006; Anitua *et al.*, 2008; Schincaglia *et al.*, 2015; Galvão *et al.*, 2011; Edher & Nguyen, 2017).

A osteointegração é um pré-requisito para um tratamento com implantes bem-sucedido (Gill & Rao, 2012; Parithimarkalaignan & Padmanabhan, 2013). Por sua vez, a estabilidade primária (EP) tem um papel fundamental para que a osteointegração seja alcançada com sucesso (Gill & Rao, 2012; Yamaguchi *et al.*, 2015; Andrés-García *et al.*, 2009; Bataineh & Al-dakes, 2017; Swami *et al.*, 2016; Lioubavina-Hack *et al.*, 2006).

Definida como a ausência de mobilidade axial, lateral ou rotacional do implante no leito implantar imediatamente após a sua inserção, a EP resulta, maioritariamente, da relação mecânica do implante com o osso cortical (Gill & Rao, 2012; Bataineh & Al-dakes, 2017; Quesada-Garcia *et al.*, 2009; Digholkar *et al.*, 2014). Devido à sua importância no resultado do tratamento com implantes, desenvolveram-se vários métodos para a sua avaliação (Digholkar *et al.*, 2014).

A estabilidade de um implante pode ser, então, avaliada através de métodos invasivos ou não-invasivos (Quesada-Garcia *et al.*, 2009). O torque de remoção do implante e a análise histomorfológica são exemplos de métodos invasivos, no entanto,

devido às suas características não são adequados para a avaliação clínica (Digholkar *et al.*, 2014; Quesada-Garcia *et al.*, 2009; Al-Jetaily & Al-dosari, 2011; Park *et al.*, 2010). Por outro lado, dentro dos métodos não-invasivos, encontram-se o torque de inserção (TI), o Periotest<sup>®</sup> (PT) e a análise de frequência de ressonância (AFR) (Quesada-Garcia *et al.*, 2009; Digholkar *et al.*, 2014). Hoje em dia, o TI e a AFR são os métodos mais utilizados para avaliar a estabilidade de um implante *in vivo* (Lozano-Carrascal *et al.*, 2016).

A AFR é um método objetivo, preciso e permite avaliar a estabilidade do implante em diferentes períodos, ajudando o profissional no momento da sua colocação e na escolha do protocolo de carga (Lozano-Carrascal *et al.*, 2016; Baltayan *et al.*, 2016; Digholkar *et al.*, 2014; Quesada-Garcia *et al.*, 2009).

### 1.2 Osteointegração

Em 1969, Branemark *et al.* demonstraram que era possível estabelecer o contacto direto entre a superfície de um implante de titânio e o osso, definindo osteointegração como o “contacto direto, estrutural e funcional entre o osso vivo e a superfície de um implante em função” (Quesada-Garcia *et al.*, 2009; Digholkar *et al.*, 2014; Meredith *et al.*, 1996).

Desde então, o conceito de osteointegração foi definido em múltiplos níveis: clinicamente, anatomicamente, histologicamente e ultraestruturalmente (Mavrogenis *et al.*, 2010).

A osteointegração é aceite como um termo histológico que indica aposição de osso na superfície do implante sem interposição de tecido mole, assemelhando-se a uma anquilose funcional (Quesada-Garcia *et al.*, 2009; Parithimarkalaignan & Padmanabhan, 2013). Atualmente, um implante é considerado osteointegrado quando não se verificam micromovimentos entre o implante e o osso com o qual está em contacto direto (Mavrogenis *et al.*, 2009). Para Digholkar *et al.*, a definição clínica de um implante osteointegrado tem em consideração a estabilidade óssea, o nível marginal e a ausência de mobilidade do implante (Digholkar *et al.*, 2014).

Cook (1967) argumentou que o contacto direto osso-implante era uma condição *sine qua non* para a função do implante a longo-prazo (Albrektsson *et al.*, 1981). Por conseguinte, a EP é considerada um pré-requisito para a osteointegração (Gill & Rao, 2012; Lioubavina-Hack *et al.*, 2006). Por sua vez, a sua ausência resulta na formação de



tecido fibroso em torno do implante (Lioubavina-Hack *et al.*, 2006; Gill & Rao, 2012).

O processo de osteointegração é bastante complexo, uma vez que existem vários fatores que influenciam a formação de osso e a sua manutenção na superfície do implante (Parithimarkalaignan & Padmanabhan, 2013). Segundo Alberktsson *et al.*, existem alguns parâmetros para uma adequada ancoragem óssea dos implantes, nomeadamente a biocompatibilidade, a geometria e as características de superfície dos implantes, as condições do leito implantar, a técnica cirúrgica e as condições de carga (Alberktsson *et al.*, 1981).

No 1º *Workshop* Europeu de Periodontologia foram definidos como critérios de sucesso para implantes osteointegrados, a ausência de dor e/ou parestesia, a ausência de mobilidade do implante e uma perda óssea vertical menor que 1,5 mm no primeiro ano em função e, posteriormente, menor que 0,2 mm por ano (Esposito *et al.*, 1998; Albrektsson & Isidor, 1994).

### **1.3 Implantes Curtos**

Ao longo dos anos foram propostas várias estratégias para ultrapassar as limitações anatómicas que condicionam a colocação de implantes dentários (Annibali *et al.*, 2012; Edher & Nguyen, 2017). A regeneração óssea guiada, os enxertos ósseos, a elevação do seio maxilar, a distração osteogénica e a lateralização do nervo alveolar inferior são exemplos de técnicas utilizadas para modificar a anatomia do paciente, permitindo a utilização de implantes *standard* (IS) (Edher & Nguyen, 2017; Renouard & Nisand, 2006; Grant *et al.*, 2009; Jain *et al.*, 2016; Annibali *et al.*, 2012; Oliveira *et al.*, 2016; Rokn *et al.*, 2018). No entanto, estes procedimentos são sensíveis, desafiantes, morosos, dispendiosos e estão associados a uma significativa morbilidade cirúrgica (Jain *et al.*, 2016; Anitua *et al.*, 2008; Schwartz, 2015; Telleman *et al.*, 2011; Bechara *et al.*, 2017; Rokn *et al.*, 2018). Para além disso, à exceção da elevação do seio maxilar, não existem estudos suficientes a longo-prazo sobre o sucesso e a previsibilidade destas técnicas (Annibali *et al.*, 2012; Rocchietta *et al.*, 2008).

Os IC surgem como uma alternativa em locais cuja disponibilidade óssea não permite a colocação de IS, reduzindo, assim, a necessidade de técnicas cirúrgicas mais complexas (Grant *et al.*, 2009; Annibali *et al.*, 2012; Bechara *et al.*, 2017; Kennedy *et al.*, 2013; Renouard & Nisand, 2006; Anitua *et al.*, 2008; Telleman *et al.*, 2011; Rokn *et al.*, 2018). Desta forma, a utilização destes implantes apresenta-se como uma técnica

menos invasiva, com menor risco de complicações, com menor morbidade, menores custos, menor tempo cirúrgico e maior aceitação por parte do paciente (Annibali *et al.*, 2012; Menchero-Cantalejo *et al.*, 2011; Galvão *et al.*, 2011; Jain *et al.*, 2016; Bechara *et al.*, 2017; Fan *et al.*, 2017; Morand & Irinakis, 2007; Misch *et al.*, 2006).

A definição de implante curto ainda não é consensual na literatura (Edher & Nguyen, 2017; Reich *et al.*, 2017; Tutak *et al.*, 2013). De acordo com vários autores, um implante é considerado curto quando o seu comprimento é menor que 10 mm (Annibali *et al.*, 2012; Schwartz, 2015; Goené *et al.*, 2005; Rokn *et al.*, 2018; Telleman *et al.*, 2011; Misch *et al.*, 2006; Jain *et al.*, 2016). Por outro lado, alguns artigos definem IC utilizando conceitos mais restritos (Anitua *et al.*, 2008; Fan *et al.*, 2017; Reich *et al.*, 2017; Renouard & Nisand, 2006).

Um dos princípios da implantologia baseava-se no facto de implantes longos garantirem melhores taxas de sucesso e melhor prognóstico (Lee *et al.*, 2005; Pierrisnard *et al.*, 2003; Menchero-Cantalejo *et al.*, 2011; Annibali *et al.*, 2012; Schwartz, 2015; Morand & Irinakis, 2007). Assim sendo, no passado os IC estiveram associados a maiores taxas de insucesso (Winkler *et al.*, 2000; Telleman *et al.*, 2011; Renouard & Nisand, 2006; Annibali *et al.*, 2012). Existem várias razões presumíveis para essa baixa taxa de sobrevivência dos IC nas regiões posteriores da maxila e da mandíbula (Telleman *et al.*, 2011). Comparando com implantes mais longos com o mesmo diâmetro, nos IC existe menor contacto osso-implante (Telleman *et al.*, 2011). Para além disso, os IC são maioritariamente colocados nas regiões posteriores dos maxilares, onde existe menor qualidade óssea e a reabilitação com uma coroa demasiado grande leva a um aumento do rácio coroa-implante (Telleman *et al.*, 2011).

No entanto, sabe-se que o aumento do diâmetro de um implante é mais eficiente que o aumento do comprimento na redução do *stress* na crista óssea (Petrie & Williams, 2005; Bechara *et al.*, 2017). Na revisão da literatura de Galvão *et al.*, concluiu-se que o diâmetro parece ser mais eficiente que o comprimento na dissipação de tensões, uma vez que a crista óssea é a área mecanicamente mais afetada (Galvão *et al.*, 2011). Concluiu-se, ainda, que a qualidade óssea e o tratamento de superfície dos implantes são fatores fundamentais para o sucesso dos IC, sendo que, regiões com osso do tipo III e IV mostraram maior falha, independentemente do tratamento de superfície (Galvão *et al.*, 2011). Ainda assim, a revisão da literatura de Esfahrood *et al.* apresenta evidência que suporta o uso de IC, inclusivamente, na região posterior da maxila, contudo, refere que a sua previsibilidade depende de um plano de tratamento preciso e de um protocolo

clínico rigoroso (Esfahrood *et al.*, 2017). O mesmo é referido por Anitua *et al.* (Anitua *et al.*, 2008).

Por outro lado, um rácio coroa-implante desproporcional não foi identificado como um fator decisivo no resultado do tratamento (Sierra-Sánchez *et al.*, 2016). No estudo de Annibali *et al.*, a maioria dos insucessos dos IC ocorreu antes da colocação das próteses, sendo provável, que a qualidade óssea e um protocolo cirúrgico adequado tenham um papel mais importante no seu prognóstico que as características protéticas (Annibali *et al.*, 2012). Porém, a falta de *follow-ups* a longo prazo, pode ter subestimado o efeito da carga protética nos resultados (Annibali *et al.*, 2012). Sob outra perspetiva, Sierra-Sanchez *et al.* referem na sua revisão sistemática que a perda óssea entre IC e IS não apresenta diferenças estatisticamente significativas, em estudos com *follow-ups* de pelo menos 1 ano (Sierra-Sánchez *et al.*, 2016).

Na revisão feita por Renouard & Nisand sobre o impacto do comprimento e do diâmetro nas taxas de sobrevivência dos implantes dentários, os autores destacaram 4 principais grupos (Renouard & Nisand, 2006). Um primeiro grupo que mostra claramente que os IC falham mais frequentemente que os IS (Renouard & Nisand, 2006). Um segundo grupo, em que apesar dos estudos concluírem que as taxas de insucesso aumentam com o uso de IC, estes demonstram taxas de sobrevivência adequadas (Renouard & Nisand, 2006). Um terceiro grupo de artigos que refere que o comprimento do implante parece não influenciar a taxa de sobrevivência de forma significativa (Renouard & Nisand, 2006). Por fim, um quarto grupo no qual os artigos indicam que os IC proporcionam resultados similares aos dos IS, com taxas de sobrevivência entre os 88% e os 100% (Renouard & Nisand, 2006). Para os autores, as diferenças nas taxas de sobrevivência verificadas entre estudos, podem dever-se à curva de aprendizagem dos profissionais, à EP dos implantes, às superfícies dos implantes e à qualidade óssea do paciente (Renouard & Nisand, 2006).

É referido por vários autores que com a introdução de superfícies rugosas o desempenho dos IC tornou-se equivalente ao dos IS (Goené *et al.*, 2005; Annibali *et al.*, 2012). Na meta-análise levada a cabo por Menchero-Cantalejo *et al.*, verificou-se que os IC com superfícies maquinadas alcançaram uma taxa de sucesso acumulado de 92,5% (Menchero-Cantalejo *et al.*, 2011). No entanto, em IC com superfícies rugosas essa taxa foi de 98,38%, sendo que este resultado permaneceu estável durante um *follow up* de 6 anos, opondo-se ao declínio que se verificou nos implantes com superfícies lisas (Menchero-Cantalejo *et al.*, 2011). Para os autores, a introdução das superfícies rugosas

permitiu compensar a existência de rácios coroa-implante inadequados (Menchero-Cantalejo *et al.*, 2011). O mesmo acontece com a colocação de um maior número de implantes, uma vez que diminui o *stress* do osso em redor de cada implante (Menchero-Cantalejo *et al.*, 2011).

Existe uma vasta literatura que apresenta bons resultados relativamente à utilização de IC (Morand & Irinakis, 2007; Gentile *et al.*, 2005; Barboza *et al.*, 2008; Misch *et al.*, 2006). Romeo *et al.* mostraram que os IS e os IC alcançaram taxas de sucesso durante 14 anos de 97,9% e 97,1%, respetivamente (Romeo *et al.*, 2006). Concluíram, assim, que a colocação de implantes de vários tamanhos parece não comprometer a eficácia da terapia, na população estudada (Romeo *et al.*, 2006).

Para comparações mais justas, Annibali *et al.* referem que as taxas de sucesso dos IC devem ser comparadas com as dos IS associados às técnicas cirúrgicas de aumento ósseo necessárias (Annibali *et al.*, 2012). No estudo de Schincaglia *et al.* verificou-se que os IC (6 mm) apresentaram um desempenho clínico e radiográfico semelhante aos IS (11-15 mm) colocados em combinação com elevação do seio maxilar, num *follow-up* de 12 meses (Schincaglia *et al.*, 2015). Do mesmo modo, os resultados obtidos na meta-análise de Fan *et al.* sugerem que não existem diferenças entre as taxas de sucesso de IC (5-8 mm) e de IS (> 8 mm) associados à elevação do seio maxilar (Fan *et al.*, 2017). Também Pistilli *et al.* verificaram que após um ano em carga, os IC apresentaram resultados similares, senão melhores, que os IS colocados em combinação com as técnicas de aumento ósseo (Pistilli *et al.*, 2013). No estudo de Felice *et al.* não se verificaram diferenças relativamente ao insucesso dos implantes e das próteses associadas, entre implantes com 6,6 mm e 9,6 mm de comprimento colocados após aumento ósseo vertical (Felice *et al.*, 2014). Para além dos resultados similares, na maioria dos estudos os IC apresentaram menos complicações e menor perda óssea marginal comparando com os IS (Fan *et al.*, 2017; Pistilli *et al.*, 2013; Felice *et al.*, 2014). De maneira semelhante, Uehara *et al.* concluíram que a colocação de implantes curtos ( $\leq 7$  mm) são uma alternativa previsível para a reabilitação de regiões posteriores atroficas, evitando as desvantagens associadas às técnicas cirúrgicas necessárias para a colocação de IS (Uehara *et al.*, 2018). Mesmo no estudo de Bolle *et al.* em que são comparados implantes de 4 mm de comprimento com implantes de 10 mm associados a técnicas de aumento ósseo, os IC alcançaram resultados similares, senão melhores, que os implantes de 10 mm (Bolle *et al.*, 2018). Consequentemente, os IC podem ser uma escolha preferível, especialmente na mandíbula, uma vez que, o

tratamento é menos invasivo, mais rápido, mais barato e está associado a menor morbidade (Bolle *et al.*, 2018). No entanto, é realçado que são necessários resultados de 5 a 10 anos após a carga antes de serem feitas mais recomendações (Bolle *et al.*, 2018).

Determinadas medidas como o aumento do diâmetro do implante, a utilização de superfícies rugosas, a colocação de um maior número de implantes, a utilização de um protocolo cirúrgico de 2 passos, um rácio coroa-implante semelhante, a ausência de *cantilevers*, a utilização de conexão do tipo *Morse*, a ferulização dos implantes e a redução da mesa oclusal favorecem a biomecânica e aumentam a previsibilidade do tratamento (Jain *et al.*, 2016; Galvão *et al.*, 2011; Menchero-Cantalejo *et al.*, 2011; Sierra-Sánchez *et al.*, 2016; Annibali *et al.*, 2012; Schwartz, 2015).

### **1.4 Estabilidade Primária e Secundária**

A estabilidade do implante é uma medida da qualidade da ancoragem do mesmo no osso alveolar e é considerada um fator importante na implantologia (Gill & Rao, 2012). Pode ser dividida em EP e estabilidade secundária (ES) (Parithimarkalaighnan & Padmanabhan, 2013; Park *et al.*, 2011; Herekar *et al.*, 2014).

Em termos clínicos, a EP não tem uma definição clara, sendo, normalmente, entendida como a ausência de movimento do implante imediatamente após a sua colocação (Molly, 2006; Javed & Romanos, 2010). Bataineh & Al-dakes definem EP como a ausência de mobilidade axial, lateral ou rotacional do implante no leito implantar, imediatamente após a sua inserção (Bataineh & Al-dakes, 2017). Esta estabilidade inicial provém, maioritariamente, da relação mecânica do implante com o osso cortical e previne a formação de uma camada de tecido conjuntivo entre o implante e o osso, apresentando-se, portanto, como um pré-requisito para a cicatrização óssea peri-implantar, ou seja, para a osteointegração (Gill & Rao, 2012; Al-Samman & Suleiman, 2012; Andrés-García *et al.*, 2009; Yamaguchi *et al.*, 2015; Lozano-Carrascal *et al.*, 2016; Han *et al.*, 2016; Parithimarkalaighnan & Padmanabhan, 2013; Bataineh & Al-dakes, 2017; Swami *et al.*, 2016; Shadid *et al.*, 2014; Digholkar *et al.*, 2014; Park *et al.*, 2011; Martinez *et al.*, 2001; Merheb *et al.*, 2010). De acordo com a literatura, após a colocação do implante apenas são aceitáveis micromovimentos entre os 50 e 150 µm, acima dos quais há o risco de fibro-integração (Lozano-Carrascal *et al.*, 2016; Barikani *et al.*, 2013).

A ES, por outro lado, oferece uma estabilidade biológica através da regeneração e remodelação óssea (Gil & Rao, 2012; Digholkar *et al.*, 2014; Parithimarkalaignan & Padmanabhan, 2013; Herekar *et al.*, 2014). Deste modo, está ausente no momento da colocação do implante, aumentando a partir das 4 semanas após a inserção do mesmo (Gill & Rao, 2012; Shadid *et al.*, 2014). A estabilidade de um implante não permanece constante, verificando-se os menores valores por volta das 4 semanas após a colocação e um subsequente aumento à medida que o implante se torna biologicamente estável (Gil & Rao, 2012; Digholkar *et al.*, 2014). A ES é influenciada por vários fatores, dentro dos quais, o tipo de superfície do implante, o tempo de cicatrização da ferida cirúrgica e a própria EP (Quesada-Garcia *et al.*, 2009; Digholkar *et al.*, 2014). Como resultado da osteointegração, a EP (mecânica) é substituída pela ES (biológica) (Digholkar *et al.*, 2014). Assim, a estabilidade final de um implante resulta do montante das duas (Digholkar *et al.*, 2014). Conclui-se, então, que a EP e a ES estão interligadas (Lozano-Carrascal *et al.*, 2016). A primeira é um requisito para a segunda, sendo que é esta que dita o momento da carga funcional (Parithimarkalaignan & Padmanabhan, 2013; Park *et al.*, 2011). Para Bataineh & Al-dakes, a EP é o objetivo clínico mais importante no momento da colocação do implante (Bataineh & Al-dakes, 2017).

Os resultados do estudo de Liobavina-Hack *et al.* indicam que a EP é um pré-requisito para alcançar a osteointegração em implantes dentários em titânio (Lioubavina-Hack *et al.*, 2006). Morris *et al.* chegaram a uma conclusão diferente, referindo que a EP é desejável mas não é necessária para que a osteointegração ocorra (Morris *et al.*, 2004). Os autores acrescentam que se os implantes que se encontrarem móveis após a colocação forem protegidos de forças o tempo suficiente, podem osteointegrar e estar em função (Morris *et al.*, 2004). Apesar da sua reconhecida importância, a EP pode não influenciar a longevidade de um implante (Han *et al.*, 2016).

Em protocolos de uma fase cirúrgica a EP é um pré-requisito essencial para a carga imediata (dos Santos *et al.*, 2011; Parithimarkalaignan & Padmanabhan, 2013). Ainda assim, estas cargas imediatas ou precoces podem resultar na instabilidade inicial dos implantes, comprometendo o estabelecimento do contacto direto osso-implante, especialmente em casos de reduzida qualidade óssea (Lioubavina-Hack *et al.*, 2006; Swami *et al.*, 2016).

## 1.5 Fatores que influenciam a estabilidade primária

A EP é influenciada pela quantidade e qualidade óssea, geometria do implante e técnica cirúrgica (Turkyilmaz *et al.*, 2008; Digholkar *et al.*, 2014; Javed *et al.*, 2013; Ostman *et al.*, 2006).

### 1.5.1 Quantidade e Qualidade óssea

De acordo com Tabassum *et al.* e Gil & Rao, a EP é afetada, principalmente, pela quantidade e qualidade óssea (Tabassum *et al.*, 2010; Gil & Rao, 2012). O metabolismo ósseo, o *turn-over* celular, o grau de mineralização e de maturação óssea, a matriz intercelular, a vascularização óssea, entre outros fatores, são muito importantes na definição de qualidade óssea e, eventualmente, podem influenciar o resultado de um implante dentário (Molly, 2006). Contudo, a influência de cada um desses fatores no resultado final ainda não está definida (Molly, 2006). A qualidade óssea é referida, geralmente, como a quantidade de osso cortical e osso esponjoso no local em que o implante é colocado (Javed *et al.*, 2013).

Em situações de menor qualidade óssea, o osso cortical têm um papel importante no aumento da estabilidade de um implante (Andrés-García *et al.*, 2009). No estudo de Tabassum *et al.* foi verificada uma correlação entre a espessura do osso cortical e a EP (Tabassum *et al.*, 2010). Da maneira semelhante, os resultados de Miyamoto *et al.* mostram que a EP está largamente dependente das condições ósseas locais, nomeadamente, da espessura do osso cortical (Miyamoto *et al.*, 2005).

No estudo de Oliveira *et al.* verificou-se que os implantes colocados em osso semelhante a tipo I obtiveram maior TI e valores de AFR superiores, comparando com os implantes colocados em osso semelhante a tipo IV (Oliveira *et al.*, 2016). Do mesmo modo, no estudo de Barikani *et al.*, os implantes colocados em osso do tipo D1 apresentaram valores mais elevados de ISQ (*Implant Stability Quocient*) que os implantes colocados em osso do tipo D3 (Barikani *et al.*, 2013). No estudo de Turkyilmaz & McGlumphy observou-se uma correlação estatisticamente significativa entre a densidade óssea e os valores de TI e de ISQ (Turkyilmaz & McGlumphy, 2008). Um resultado semelhante foi obtido por Merheb *et al.*, uma vez que os autores verificaram uma relação significativa entre a EP e a densidade óssea e a espessura da cortical (Merheb *et al.*, 2010). Assim, a densidade óssea parece ter grande importância não só na EP, como também na previsibilidade do resultado de um implante dentário

(Molly, 2006).

### 1.5.2 Geometria e Morfologia do implante

O objetivo da geometria de um implante é permitir a melhor ancoragem possível na crista óssea (Shemtov-Yona & Rittel, 2015). Martinez *et al.* referem que a escolha do desenho de um implante deve visar o aumento do contacto osso-implante (Martinez *et al.*, 2001).

#### 1.5.2.1 Geometria

Verificou-se no estudo de González-Serrano *et al.*, que em osso do tipo D3 os implantes de rosca dupla obtiveram resultados de ISQ superiores comparando com os implantes de rosca única (González-Serrano *et al.*, 2017). Um melhor contacto osso-implante obtido nos implantes de rosca dupla pode explicar estes resultados (González-Serrano *et al.*, 2017).

De acordo com Misch, a área da superfície funcional de um implante pode ser modificada através da variação da distância entre cada rosca ou do número de roscas, da forma das roscas e da profundidade das mesmas (Misch, 1999).

#### 1.5.2.2 Forma

Segundo Gil & Rao, os implantes cónicos favorecem a EP (Gil & Rao, 2012). Os resultados do estudo de Lozano-Carrascal *et al.* suportam essa premissa, já que os implantes cónicos alcançaram maior EP comparando com os implantes cilíndricos (Lozano-Carrascal *et al.*, 2016). Contudo, no estudo de Bilhan *et al.*, os implantes cilíndricos obtiveram valores de TI e de ISQ superiores aos dos implantes cónicos (Bilhan *et al.*, 2010). Por outro lado, no estudo de dos Santos *et al.*, os implantes cónicos e cilíndricos não apresentaram diferenças estatisticamente significativas relativamente aos valores de ISQ (dos Santos *et al.*, 2011).

#### 1.5.2.3 Comprimento

No estudo de Morris *et al.* foi verificado que à medida que o comprimento dos implantes aumentava a mobilidade após a colocação diminuía (Morris *et al.*, 2004). Em concordância com estes resultados, Han *et al.* referem que a colocação de implantes mais longos pode ser uma estratégia para aumentar a EP (Han *et al.*, 2016). A conclusão



idêntica chegaram Barikani *et al.*, referindo que o comprimento era um fator importante para melhorar a EP em osso de baixa densidade (Barikani *et al.*, 2013). No estudo levado a cabo por Bataineh & Al-dakes, verificou-se que os implantes mais longos alcançaram maior EP (Bataineh & Al-dakes, 2017). Da mesma idêntica, Gil & Rao mencionam que os IC não beneficiam a EP (Gill & Rao, 2012).

No entanto, os resultados de Miyamoto *et al.* indicam que a colocação de implantes mais longos não é eficaz para aumentar a EP (Miyamoto *et al.*, 2005).

### 1.5.2.4 Diâmetro

De acordo com Martinez *et al.*, o uso de implantes com maior diâmetro aumenta a EP em regiões de baixa densidade óssea (Martinez *et al.*, 2001). No mesmo sentido, Morris *et al.* verificaram que à medida que o diâmetro aumentava, a mobilidade dos implantes após a colocação diminuía (Morris *et al.*, 2004). No estudo de Bilhan *et al.* verificou-se que os implantes com maior diâmetro apresentaram maior TI que os implantes mais estreitos, no entanto, não se observaram diferenças estatisticamente significativas relativamente aos valores de ISQ (Bilhan *et al.*, 2010). Ainda assim, os autores referem que em osso esponjoso o uso de implantes mais largos parece ser uma mais-valia na obtenção da EP (Bilhan *et al.*, 2010).

### 1.5.2.5 Micro-geometria

A micro-geometria das superfícies dos implantes contribui para a sua estabilidade inicial (Gill & Rao, 2012). Os implantes com superfícies rugosas são defendidos não só por aumentarem a EP, como principalmente melhorarem a cicatrização óssea (Martinez *et al.*, 2001). As microestruturas da superfície do implante podem ser obtidas por métodos de adição (*spray* de plasma de titânio, revestimento de hidroxiapatite) ou de subtração (jato de areia, *acid etching*) (Grassi *et al.*, 2007). Estas microestruturas ao promoverem uma maior área de contacto entre a superfície do implante e o tecido ósseo favorecem a EP (Grassi *et al.*, 2007).

No estudo de Tabassum *et al.* verificou-se que em casos de menor qualidade óssea, os implantes com superfícies rugosas apresentaram maior TI e de remoção quando comparados com os implantes com superfícies maquinadas (Tabassum *et al.*, 2010). Do mesmo modo, dos Santos *et al.* concluíram que os implantes com superfícies tratadas (*acid-etching* e anodização) obtiveram valores superiores de TI e de ISQ ao comparar com os implantes com superfícies maquinadas (dos Santos *et al.*, 2011).

### 1.5.3 Técnica Cirúrgica

A técnica cirúrgica é considerada um dos fatores mais importantes para alcançar uma adequada EP (Tabassum *et al.*, 2010).

Na literatura têm sido descritas várias modificações das técnicas cirúrgicas utilizadas para aumentar a EP em casos de baixa densidade óssea (Tabassum *et al.*, 2010; Gill & Rao, 2012; Bilhan *et al.*, 2010; Javed *et al.*, 2013; Shadid *et al.*, 2014). Alguns autores sugerem que a preparação do leito implantar com menor diâmetro ao do implante a ser colocado permite otimizar a densidade óssea e melhorar a EP (Friberg *et al.*, 2001; Friberg *et al.*, 2002; Tabassum *et al.*, 2010; Javed *et al.*, 2013; O'Sullivan *et al.*, 2004; Sennerby & Meredith, 2008). Os resultados do estudo de Bilhan *et al.* mostram que este tipo de preparação aumenta a EP, especialmente, quando os implantes são colocados em osso esponjoso (Bilhan *et al.*, 2010). No entanto, na revisão sistemática de Shadid *et al.* concluiu-se que há uma fraca evidência que a preparação do leito implantar com brocas de menor diâmetro pode aumentar a EP em locais de reduzida densidade óssea (Shadid *et al.*, 2014). Para além disso, esta técnica é bastante sensível, não sendo possível quantificar o grau de compressão no osso (O'Sullivan *et al.*, 2004). Uma outra alternativa consiste na colocação de implantes cónicos em leitos implantares paralelos, aumentando as forças compressivas no osso cortical, onde são melhor suportadas (O'Sullivan *et al.*, 2004).

Por outro lado, alguns autores propõem a técnica da condensação óssea ou do osteótomo, em que após o uso da broca piloto o osso é compactado com um ou vários condensadores, o que permite aumentar a sua densidade em torno do implante (Summers, 1994; Martinez *et al.*, 2001; Padmanabhan & Gupta, 2010). Esta técnica é utilizada, principalmente, em osso do tipo III e IV (Padmanabhan & Gupta, 2010). No estudo de Padmanabhan & Gupta foram inseridos implantes na região anterior da maxila e observou-se que os implantes colocados com esta técnica mostraram menor EP quando comparados com os implantes colocados com a técnica convencional (Padmanabhan & Gupta, 2010). Para Gil & Rao esta técnica não é benéfica para a EP (Gill & Rao, 2012). Na revisão sistemática de Shadid *et al.* concluiu-se que existe fraca evidência que a técnica do osteótomo permite aumentar a EP em regiões de reduzida densidade óssea (Shadid *et al.*, 2014).

Sob outra perspetiva, os resultados de Al-Samman & Suleiman demonstram que os implantes colocados através da preparação *standard* obtiveram maior EP que os que

foram colocados com a técnica *countersink* (Al-Samman & Suleiman, 2012). Assim sendo, esta técnica não deve ser realizada em zonas de reduzida densidade óssea, uma vez que pode comprometer a EP (Martinez *et al.*, 2001; Bilhan *et al.*, 2010).

### 1.6 Avaliação da estabilidade do implante

A estabilidade de um implante pode ser avaliada por métodos invasivos e não-invasivos (Al-Samman & Suleiman, 2012; Swami *et al.*, 2016; Digholkar *et al.*, 2014; Atsumi *et al.*, 2007; Park *et al.*, 2011; Quesada-Garcia *et al.*, 2009).

#### 1.6.1 Métodos invasivos

##### 1.6.1.1 Análise Histomorfológica

Esta técnica consiste no cálculo da quantidade de osso peri-implantar e do contacto osso-implante (Swami *et al.*, 2016; Park *et al.*, 2011). Tem como vantagem a sua precisão, porém, atualmente só é utilizada em estudos não-clínicos (Swami *et al.*, 2016; Park *et al.*, 2011).

##### 1.6.1.2 Torque de remoção

O torque de remoção envolve a medição do torque necessário para separar a interface entre a superfície do implante e o osso (Meredith *et al.*, 1997). Fornece, indiretamente, informação sobre o grau de contacto osso-implante (Atsumi *et al.*, 2007). De acordo com Swami *et al.*, valores superiores a 20 Ncm indicam estabilidade do implante (Swami *et al.*, 2016). No entanto, de acordo com Atsumi *et al.*, esses valores ainda não estão suportados pela literatura (Atsumi *et al.*, 2007).

Devido à natureza invasiva, estes métodos não são adequados para a avaliação clínica, estando, assim, limitados à aplicação pré-clínica (Al-Jetaily & Al-dosari, 2011; Park *et al.*, 2011; Aparicio *et al.*, 2006; Swami *et al.*, 2016).

#### 1.6.2 Métodos não-invasivos

##### 1.6.2.1 Percepção do clínico

A percepção do clínico é um método não-invasivo subjetivo, baseado na resistência ao corte e no torque de colocação do implante (Swami *et al.*, 2016; Digholkar *et al.*, 2014). A percepção de uma boa estabilidade pode ser acentuada pela

sensação de uma paragem abrupta quando o implante é colocado (Swami *et al.*, 2016; Digholkar *et al.*, 2014; Sennerby & Meredith, 2008). A percepção de um clínico experiente é muito importante e, em nenhuma circunstância, deve ser desvalorizada. No entanto, em casos mais duvidosos confiar apenas na percepção do clínico é, muitas vezes, insuficiente para assegurar um resultado positivo no tratamento (Digholkar *et al.*, 2014; Swami *et al.*, 2016). Para além disso, este método só pode ser utilizado no momento da colocação do implante (Swami *et al.*, 2016; Digholkar *et al.*, 2014).

### **1.6.2.2 Radiografias**

O exame radiográfico é um método não invasivo que pode ser realizado em qualquer fase do tratamento (Atsumi *et al.*, 2007). De acordo com Digholkar *et al.*, as radiografias são um método semi-invasivo e fornecem informação sobre a posição do implante, contudo, a estabilidade do implante, a qualidade e a quantidade óssea não podem ser determinadas por este método (Digholkar *et al.*, 2014). Pelo contrário, de acordo com Park *et al.*, as radiografias fornecem informação útil para a avaliação da quantidade e qualidade óssea (Park *et al.*, 2011). No entanto, os autores não referem concretamente qual o exame radiográfico a que se referem. Já para Atsumi *et al.*, as radiografias intra-orais não permitem quantificar a qualidade óssea (Atsumi *et al.*, 2007). Devido a uma baixa incidência de insucesso dos implantes, as alterações do nível ósseo radiográfico não podem, por si só, prever a estabilidade de um implante (Atsumi *et al.*, 2007). Por outro lado, é impraticável detetar alterações na perda óssea radiográfica com uma resolução de 0,1 mm (Atsumi *et al.*, 2007). Além disso, alterações na crista óssea só podem ser medidas com precisão quando o raio central da fonte de raio X está perfeitamente paralelo com as estruturas de interesse (Atsumi *et al.*, 2007). As radiografias têm, assim, limitações e são difíceis de padronizar devido à distorção inerente (Park *et al.*, 2011).

### **1.6.2.3 Teste à Percussão**

O teste à percussão é um dos métodos mais simples para estimar o nível de osteointegração (Swami *et al.*, 2016). O julgamento clínico é baseado no som percecionado após a percussão de um objeto metálico no implante (Swami *et al.*, 2016; Park *et al.*, 2011; Digholkar *et al.*, 2014; Al-Jetaily & Al-dosari, 2011). Um som cristalino indica sucesso, enquanto um som não nítido pode indicar uma falha na osteointegração (Swami *et al.*, 2016; Atsumi *et al.*, 2007). Todavia, este método

depende da experiência e da subjetividade do clínico (Swami *et al.*, 2016; Park *et al.*, 2011; Esposito *et al.*, 1998; Atsumi *et al.*, 2007).

### 1.6.2.4 Periotest<sup>®</sup>

O Periotest<sup>®</sup> é um dispositivo eletrônico que mede a mobilidade dos dentes e dos implantes em função do tempo de contacto de uma haste que é acelerada contra os mesmos (Meredith *et al.*, 1996; Aparicio *et al.*, 2006; Park *et al.*, 2011; Turkyilmaz & McGlumphy, 2008; Lachmann *et al.*, 2006; Morris *et al.*, 2003).

Este método quantifica a mobilidade de um implante ao medir a reação dos tecidos peri-implantares a uma determinada carga de impacto (Swami *et al.*, 2016; Esposito *et al.*, 1998). Assim, quanto mais rígida a interface osso-implante, menor o tempo de contacto entre a haste do PT e o implante (Morris *et al.*, 2003). A duração do contacto é, posteriormente, convertida nos valores do Periotest (PTV) (Morris *et al.*, 2003; Javed & Romanos, 2010). Os PTV variam de -8 (reduzida mobilidade) a +50 (elevada mobilidade) (Park *et al.*, 2011; Quesada-Garcia *et al.*, 2009; Aparicio *et al.*, 2006; Lachmann *et al.*, 2006; Swami *et al.*, 2016; Meredith *et al.*, 1996; Morris *et al.*, 2003; Tricio *et al.*, 1995). No caso dos implantes, os valores mais comumente obtidos variam de -5 a +5 (Aparicio *et al.*, 2006). Segundo Park *et al.*, valores de -8 a -6 são indicadores de boa estabilidade (Park *et al.*, 2011).

Uma das vantagens do PT é que pode ser utilizado em todas as fases do tratamento: imediatamente após a colocação do implante, durante o período de cicatrização e durante a fase protética (Digholkar *et al.*, 2014).

No entanto, medições únicas do PT têm um valor clínico limitado, não tendo sido ainda demonstrado que espelhem a natureza da interface osso-implante (Aparicio *et al.*, 2006). Em contrapartida, medições repetidas ao longo do tempo podem confirmar a estabilidade do implante (Aparicio *et al.*, 2006).

Este método apresenta algumas limitações clínicas, como é o caso de não permitir a medição da mobilidade mesio-distal dos implantes (Park *et al.*, 2011). Para além disso, fatores como a posição e angulação da haste, o comprimento do pilar, o comprimento supracrestal do implante e a localização do implante nos maxilares (maxila/mandíbula) mostraram ter influência nos PTV (Park *et al.*, 2011; Aparicio *et al.*, 2006).

A fiabilidade deste método é, assim, questionável devido à sua pobre sensibilidade e à sua suscetibilidade a várias variáveis (Aparicio *et al.*, 2006; Digholkar

*et al.*, 2014; Meredith *et al.*, 1996; Meredith *et al.*, 1997). De acordo com Atsumi *et al.*, a sensibilidade deste aparelho é insuficiente para medir a mobilidade de um implante (Atsumi *et al.*, 2007). O ponto mais frágil deste método é a possibilidade da força de impacto deteriorar a estabilidade do implante em casos de pobre EP (Park *et al.*, 2011).

Apesar da variedade de métodos de avaliação da estabilidade de um implante, apenas o TI e a AFR são vistos como *gold standard* para avaliar a EP *in vivo* (Lozano-Carrascal *et al.*, 2016).

### 1.6.2.5 Torque de inserção

O TI é um parâmetro mecânico que mede o torque necessário para colocar o implante e é influenciado pela técnica cirúrgica, pela geometria do implante e pela qualidade óssea (Lozano-Carrascal *et al.*, 2016; Turkyilmaz & McGlumphy, 2008; Baltayan *et al.*, 2016). Este método permite, somente, avaliar a estabilidade do implante no momento da sua colocação (Lozano-Carrascal *et al.*, 2016; Baltayan *et al.*, 2016; Herekar *et al.*, 2014; Swami *et al.*, 2016; Park *et al.*, 2011; Dighekar *et al.*, 2014).

Um elevado TI significa que o implante está firmemente inserido no osso e, portanto, encontra-se mecanicamente estável (Lozano-Carrascal *et al.*, 2016). Segundo O'Sullivan *et al.*, os valores do TI também têm sido utilizados para avaliar a qualidade óssea durante a colocação de um implante (O'Sullivan *et al.*, 2004).

Um aumento do TI pode significar um aumento da EP, sendo que o seu valor máximo resulta da relação do colar do implante com a cortical óssea (Swami *et al.*, 2016; Park *et al.*, 2011). Os valores variam entre 5 e 50 Ncm, no entanto, o torque necessário para alcançar uma EP adequada ainda não é conhecido com precisão (Andrés-García *et al.*, 2009). Pensa-se que tais valores devam ser, no mínimo, de 30 Ncm (Andrés-García *et al.*, 2009; Friberg *et al.*, 1995; O'Sullivan *et al.*, 2004).

### 1.6.2.6 Análise de Frequência de Ressonância

Meredith *et al.* (1996) descreveram um método de diagnóstico não-invasivo e reprodutível através do qual a formação óssea em torno do implante podia ser estudada *in vivo* ao medir a frequência de ressonância de um pequeno transdutor que é anexado ao implante (Meredith *et al.*, 1996; Meredith *et al.*, 1997; Al-Samman & Suleiman, 2012; Baltayan *et al.*, 2016). Assim, a AFR avalia de forma reprodutiva a rigidez da interface osso-implante (Barikani *et al.*, 2013; Meredith, 2008).

Originalmente, esta técnica utilizava um transdutor em forma de L que era aparafusado ao implante ou ao pilar (Aparicio *et al.*, 2006; Atsumi *et al.*, 2007; Swami *et al.*, 2016; Digholkar *et al.*, 2014). O transdutor era excitado por ondas sinusoidais ao longo de uma gama de frequências, geralmente dos 5 aos 15 kHz (Aparicio *et al.*, 2006; Atsumi *et al.*, 2007; Sennerby & Meredith, 2008). A resposta a essa excitação era analisada, sendo que os resultados eram apresentados em Hz (Aparicio *et al.*, 2006).

A primeira versão comercial da AFR utilizava um transdutor calibrado pelo fabricante (Aparicio *et al.*, 2006; Sennerby & Meredith, 2008). A versão mais recente (Osstell® Mentor) é *wireless* e o transdutor (*SmartPeg*) é anexado ao implante ou ao pilar (Aparicio *et al.*, 2006; Shadid *et al.*, 2014). O *SmartPeg* tem um pequeno ímã no seu topo que é excitado por impulsos magnéticos e a frequência de ressonância é expressa electromagneticamente em unidades ISQ (Aparicio *et al.*, 2006; Sennerby & Meredith, 2008; Park *et al.*, 2011; Swami *et al.*, 2016; Digholkar *et al.*, 2014; dos Santos *et al.*, 2011; Andrés-García *et al.*, 2009).

A medição é realizada pelo aparelho Osstell® Mentor que converte quilohertz para valores de ISQ numa escala de 1 a 100, em que os valores mais elevados indicam maior estabilidade do implante (Al-Samman & Suleiman, 2012; Andrés-García *et al.*, 2009; Bataineh & Al-dakes, 2017; Turkyilmaz & McGlumphy, 2008; Swami *et al.*, 2016; Quesada-Garcia *et al.*, 2009; Turkyilmaz *et al.*, 2008; Atsumi *et al.*, 2007; dos Santos *et al.*, 2011; Shadid *et al.*, 2014; Digholkar *et al.*, 2014). O valor obtido resulta, assim, do contacto osso-implante e da densidade óssea em torno do implante (Lozano-Carrascal *et al.*, 2016).

Na medição da estabilidade do implante, o Osstell® Mentor deve ser mantido a uma distância de 1 a 3 mm do implante, formando um ângulo de 90° e deve estar 3 mm acima dos tecidos moles, caso contrário os valores são afetados (Swami *et al.*, 2016; Park *et al.*, 2011).

Este método tem sido utilizado para avaliar clinicamente a osteointegração, ou seja, o estado da interface osso-implante, como também para avaliar o prognóstico do próprio implante (Swami *et al.*, 2016). Pode ser utilizado imediatamente após a colocação do implante ou durante o processo de osteointegração, permitindo, deste modo, determinar a estabilidade do implante em qualquer fase do tratamento (Al-Samman & Suleiman, 2012; Sennerby & Meredith, 2008). De acordo com Digholkar *et al.* e Swami *et al.*, a AFR permite medir a estabilidade de um implante e a densidade óssea em qualquer etapa da cicatrização (Digholkar *et al.*, 2014; Swami *et al.*, 2016).

Os valores de ISQ auxiliam o clínico no momento da colocação do implante e na tomada de decisão relativamente ao início da fase protética (Digholkar *et al.*, 2014; Sennerby & Meredith, 2008). Por outro lado, estes valores indicam as situações em que é melhor remover a carga, auxiliam a comunicação e permitem uma melhor documentação do caso (Digholkar *et al.*, 2014).

De acordo com Park *et al.*, os valores de ISQ são afetados por três aspetos (Park *et al.*, 2011). Por um lado, são afetados pela rigidez da interface osso-implante que se altera com a cicatrização e remodelação óssea (Park *et al.*, 2011). Em segundo lugar, são afetados pela densidade óssea, isto é, pelo rácio entre osso cortical e osso medular (Park *et al.*, 2011). Por último, os valores de ISQ são influenciados pela rigidez dos componentes do implante, que é afetada pela ligação dos vários componentes entre si e pelos próprios materiais (Park *et al.*, 2011).

Atsumi *et al.* referem que os valores de ISQ são afetados pelo diâmetro e forma do implante, pelo rácio de contacto ósseo, pela localização do implante, pelo sistema de implantes, pelo procedimento cirúrgico e pela qualidade e altura óssea (Atsumi *et al.*, 2007). De forma idêntica, Aparicio *et al.* referem que os valores da AFR são afetados por vários fatores, como por exemplo, as características do tecido ósseo, a profundidade a que o implante é colocado (supra-ósseo, justa-ósseo ou infra-ósseo), o diâmetro do implante e as características da superfície do implante (Aparicio *et al.*, 2006). De acordo com Sennerby & Meredith, os valores de ISQ são influenciados pela densidade óssea, o tempo de cicatrização e o comprimento do implante acima da crista óssea (Sennerby & Meredith, 2008).

Segundo Meredith *et al.*, este método pode ser usado para monitorizar alterações na rigidez e na estabilidade da interface implante-tecidos e distinguir implantes bem-sucedidos de implantes considerados como insucessos (Meredith *et al.*, 1997). Alguns estudos indicam que os implantes com valores de ISQ elevados durante o *follow-up* estão integrados com sucesso, enquanto valores baixos ou decrescentes podem ser um sinal de insucesso do implante ou de perda óssea marginal (Sennerby & Meredith, 2008; Aparicio *et al.*, 2006). Ainda assim, não está estabelecido nenhum intervalo normativo para os valores de ISQ (Aparicio *et al.*, 2006). Consequentemente, uma única medição dos valores de ISQ não define as características da interface osso-implante e não fornece uma avaliação quantitativa da integração do implante no tecido ósseo (Aparicio *et al.*, 2006). Desta forma, não pode ser atribuído a este método nenhum valor de prognóstico para o desenvolvimento de instabilidade do implante (Aparicio *et al.*,



2006). Por conseguinte, atualmente, a validade e a relevância da AFR para uso clínico tem de ser questionado (Aparicio *et al.*, 2006).

Este sistema apresenta, como desvantagens, o custo do aparelho (Osstell® Mentor) e cada sistema de implantes necessitar do transdutor (*SmartPeg*) respetivo (Park *et al.*, 2011; Han *et al.*, 2016). Para além disso, na presença de uma reabilitação protética, esta tem de ser removida para que seja possível avaliar a estabilidade do(s) implante(s) que a suporta(m) (Sennerby & Meredith, 2008; Lachmann *et al.*, 2006).

No estudo de Al-Jetaily & Al-dosari concluiu-se que o Osstell® provou ser um método sensível na medição da estabilidade implantar e mais confiável que o PT, quer em interfaces duras quer em macias (Al-Jetaily & Al-dosari, 2011). No estudo de Akkocaoglu *et al.* é sugerido que o contacto ósseo, sobretudo na região marginal, desempenha um papel importante nos valores de ISQ (Akkocaoglu *et al.*, 2005). Assim, estes valores aumentam se for conseguido um maior contacto ósseo na região do colar do implante (Akkocaoglu *et al.*, 2005). Tal como o PT, a AFR é baseada no pressuposto que a quantidade do contacto osso-implante determina a maneira como o implante vibra quando é testado (Morris *et al.*, 2004).

Comparando com o TI, o torque de remoção e o PT, a AFR é comumente reconhecida como uma ferramenta mais prática e precisa na avaliação da estabilidade de um implante (Han *et al.*, 2016).

### 1.7 Relevância Clínica

Em locais com grande reabsorção óssea, especialmente nas regiões posteriores da maxila e da mandíbula, a colocação de implantes pode estar comprometida devido à proximidade de estruturas nobres. Deste modo, duas alternativas podem ser exploradas: a colocação de implantes curtos, ou a utilização de implantes com comprimentos *standard* em combinação com as técnicas cirúrgicas necessárias para contornar essas limitações anatómicas. Estes procedimentos cirúrgicos são mais sensíveis, dispendiosos e estão associados a maior morbilidade. Os implantes curtos surgem, assim, como alternativa. No entanto, a utilização de implantes curtos ainda é controversa, levantando-se várias questões, como por exemplo, a estabilidade primária destes dispositivos.

O objetivo deste estudo *in vitro* foi avaliar a estabilidade primária em implantes curtos, utilizando a análise de frequência de ressonância.

## 2. Objetivos e Hipóteses do estudo

### 2.1 Objetivo do estudo

Avaliar a influência dos diferentes comprimentos de implantes curtos na estabilidade primária.

### 2.2 Hipóteses do estudo

**H0:** O comprimento dos implantes curtos não influencia a estabilidade primária dos implantes dentários.

**H1:** O comprimento dos implantes curtos influencia a estabilidade primária dos implantes dentários.

## 3. Materiais e Métodos

### 3.1 Tipo de estudo

Estudo *in vitro*.

### 3.2 Grupos de estudo

**Grupo A (Grupo de Controle):** Implante de 4,1 mm de diâmetro e 10 mm de comprimento.

**Grupo B (Grupo Teste 1):** Implante de 4,1 mm de diâmetro e 8 mm de comprimento.

**Grupo C (Grupo Teste 2):** Implante de 4,1 mm de diâmetro e 6 mm de comprimento.

**Grupo D (Grupo Teste 3):** Implante de 4,1 mm de diâmetro e 4 mm de comprimento.

### 3.3 Tamanho da amostra

A amostra para cada grupo de estudo foi de n=10. No total foram testados 4 implantes, sendo que cada um foi colocado 10 vezes.

### 3.4 Implantes

Neste estudo experimental foram utilizados os implantes *Tissue Level* (Straumann®, Basileia, Suíça). Estes implantes apresentam um colar cervical polido e são inseridos no osso até à margem da superfície de *SLA/SLActive* (*sand-blast, large-*

*grit, acid-etched surface*). Utilizaram-se 4 implantes diferentes, todos com o mesmo diâmetro (4,1 mm) e comprimentos de 10 mm (referência: 043.032S), 8 mm (referência: 043.031S), 6 mm (referência: 043.030S) e 4 mm (referência: 033.043S) (Anexo A).

### 3.5 Modelo de osso

Foram utilizadas 4 costelas de vaca frescas com características anatômicas idênticas, de modo a simular a colocação dos implantes em ambiente semelhante ao osso humano. A razão desta escolha deve-se à composição de osso cortical e medular das costelas de vaca (Bilhan *et al.*, 2010; Bataineh & Al-dakes, 2017; Andrés-García *et al.*, 2009). Importa referir que todas as costelas pertenciam à mesma vaca e que todos os implantes foram colocados numa região considerada de baixa densidade, de forma a padronizar o procedimento. Esta classificação óssea baseou-se na composição do osso e na resistência ao corte.



Figura 1.  
Modelo de osso utilizado



Figura 2.  
Região onde foram colocados os implantes

### 3.6 Unidade de perfuração cirúrgica

A unidade de perfuração cirúrgica utilizada foi a Osseoset 100<sup>®</sup> (Nobel Biocare<sup>®</sup>, Zurique, Suíça).

### 3.7 Protocolo cirúrgico

#### 3.7.1 Preparação do leito implantar

A preparação do leito implantar foi realizada de acordo com as recomendações do fabricante para cada implante (Anexo A).

1. Perfuração com a broca piloto 1 com 2,2 mm de diâmetro a 800 rpm até ao comprimento do implante.
2. Perfuração com a broca piloto 2 com 2,8 mm de diâmetro a 800 rpm até ao comprimento do implante.

## Estabilidade Primária em Implantes Curtos: Um Estudo *in vitro*

3. Perfuração com a broca helicoidal com 3,5 mm de diâmetro a 500 rpm até ao comprimento do implante.

4. Perfuração com a broca de perfil com 3,5 mm de diâmetro a 400 rpm.

O controlo da profundidade de perfuração foi feito através das marcas calibradoras presentes na superfície de cada broca.



*Figura 3.*  
Perfuração com  
broca piloto 1 com  
2,2 mm de diâmetro



*Figura 4.*  
Perfuração com  
broca piloto 2 com  
2,8 mm de diâmetro



*Figura 5.*  
Perfuração com broca  
helicoidal com 3,5  
mm de diâmetro



*Figura 6.*  
Perfuração com  
broca de perfil com  
3,5 mm de diâmetro

### 3.7.2 Colocação dos implantes

Todos os implantes foram inseridos até a superfície de *SLA/SLActive* estar completamente submersa no osso, deixando apenas o colar cervical polido supra-ósseo. Todos os implantes foram colocados com um torque de inserção de 35 Ncm.

### 3.7.3 Medição da estabilidade primária

A medição da estabilidade primária foi feita através da análise de frequência de ressonância utilizando o dispositivo Osstell® Mentor (Osstell®, Gotemburgo, Suécia). O *SmartPeg* Tipo 4 foi enroscado manualmente ao implante e, sem a interposição de tecido mole, foram efetuadas 3 medições por implante. A posição da sonda do Osstell® Mentor foi alternando em duas posições, perpendiculares entre si, formando sempre um ângulo de 90° com o *SmartPeg*. O valor de ISQ corresponde a uma média do valor resultante das três medições.

Informações relativas ao modo de funcionamento do Osstell® Mentor (Osstell®, Gotemburgo, Suécia) encontram-se detalhadas no Anexo B.



Figura 7.  
Osstell® Mentor e SmartPeg



Figura 8.  
Medição da estabilidade primária  
com o Osstell® Mentor

### 3.8 Variáveis do estudo

3.8.1 Variável dependente: Estabilidade primária do implante medida através da análise de frequência de ressonância utilizando o dispositivo Osstell® Mentor (Osstell®, Gotemburgo, Suécia).

3.8.2 Variável independente: Protocolo de colocação dos implantes.

### 3.9 Análise estatística

A análise estatística dos resultados foi realizada pelo *software* SPSS (*Statistical Package for the Social Science* v.19, SPSS Inc., Chicago, Estados Unidos da América). Foram utilizados os testes *Shapiro-Wilk* e de *Levene* para avaliar a normalidade e homogeneidade das variâncias. Para comparar os grupos 2 a 2 (grupo de controlo com um dos grupos teste), foi utilizado o *T-test* quando as variâncias tinham uma distribuição normal ou o teste não paramétrico *Mann-Whitney* quando não se verificou normalidade. Para comparar os 3 grupos teste entre si usou-se o teste não-paramétrico *Kruskal-Wallis*, uma vez que não se verificou normalidade e homogeneidade das variâncias.

O nível de significância estabelecido foi de 5% ( $p < 0,05$ ) para todos os testes realizados.

## 4. Resultados

Todos os valores de ISQ obtidos através do Osstell® Mentor para os diferentes grupos de estudo estão apresentados no Apêndice.

Relativamente aos valores médios de ISQ, no grupo A verificou-se um valor de  $65,03 \pm 3,26$ , no grupo B de  $59,33 \pm 5,34$ , no grupo C de  $53,63 \pm 4,64$  e no grupo D de  $52,43 \pm 3,44$ . Os resultados para os diferentes grupos de estudo estão descritos na Tabela 1.

## Estabilidade Primária em Implantes Curtos: Um Estudo *in vitro*

Tabela 1

*Valor da média, desvio padrão, mediana, amplitude interquartil e valor mínimo e máximo de ISQ por grupo de estudo*

Grupos de estudo	Média ± DP	Mediana ± Amplitude Interquartil	Min	Max
Grupo A (10 mm)	65,03 ± 3,26	64,33 ± 4,00	59,67	71,67
Grupo B (8 mm)	59,33 ± 5,34	57,33 ± 8,67	52,00	68,33
Grupo C (6 mm)	53,63 ± 4,64	52,67 ± 6,00	47,33	63,00
Grupo D (4 mm)	52,43 ± 3,44	53,00 ± 3,08	43,33	55,33

### 4.1 Avaliação da estabilidade primária entre o grupo de controlo e os grupos teste

Os resultados mostram que existem diferenças estatisticamente significativas nos valores da estabilidade primária obtidos através da análise de frequência de ressonância entre o grupo de controlo (grupo A) e os grupos teste (grupo B, C e D) ( $p < 0,05$ ) (Tabela 2). Verifica-se que, em média, o grupo de controlo apresenta valores significativamente superiores aos grupos teste.

Tabela 2

*Teste estatístico utilizado e valor de  $p$  entre o grupo de controlo e os grupos teste*

Grupos de estudo	Teste estatístico	Valores de $p$
Grupo A versus Grupo B	<i>Mann-Whitney</i>	0,031*
Grupo A versus Grupo C	<i>T-test</i>	0,000*
Grupo A versus Grupo D	<i>Mann-Whitney</i>	0,000*

\* Foram considerados significativos valores de  $p < 0,05$ .

### 4.2 Avaliação da estabilidade primária entre os grupos teste

Os resultados mostram que existem diferenças estatisticamente significativas nos valores da estabilidade primária obtidos através da análise de frequência de ressonância entre o grupo B e os grupos C e D ( $p < 0,05$ ) (Tabela 3). Verifica-se que, em média, o grupo B apresenta valores superiores aos grupos C e D. Por outro lado, os grupos C e D não apresentam diferenças estatisticamente significativas entre si.

Tabela 3

Teste estatístico utilizado e valor de *p* ajustado pela correção Bonferroni entre os grupos B, C e D

Grupos de estudo	Teste estatístico	Valores de <i>p</i>
Grupo B versus Grupo C	Kruskal-Wallis	0,037*
Grupo B versus Grupo D	Kruskal-Wallis	0,011*
Grupo C versus Grupo D	Kruskal-Wallis	1,000*

\* Foram considerados significativos valores de  $p < 0,05$ .

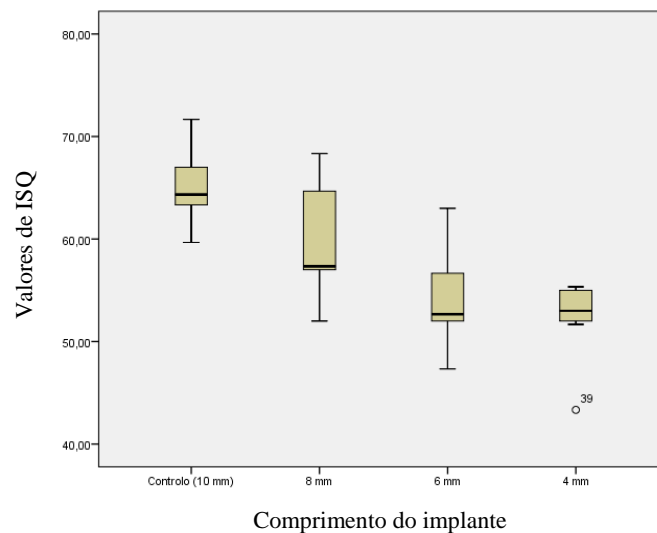


Figura 9. Diagrama de extremos e quartis dos valores de ISQ por comprimento do implante utilizado

## 5. Discussão

Os IC surgem como uma alternativa aos IS nos locais onde a quantidade óssea é limitada (Grant *et al.*, 2009; Annibali *et al.*, 2012; Bechara *et al.*, 2017; Kennedy *et al.*, 2013; Renouard & Nisand, 2006; Anitua *et al.*, 2008; Telleman *et al.*, 2011; Rokn *et al.*, 2018). Contudo, o facto da definição de implante curto ainda não ser consensual leva a que os estudos nem sempre apresentem amostras muito homogêneas e como tal, a comparação dos resultados pode ficar comprometida. De acordo com vários autores, um implante é considerado curto quando o seu comprimento é menor ou igual a 10 mm (Menchero-Cantalejo *et al.*, 2011; Gentile *et al.*, 2005). Segundo outro conceito, apenas implantes com menos de 10 mm de comprimento podem ser considerados curtos (Annibali *et al.*, 2012; Schwartz, 2015; Goené *et al.*, 2005; Rokn *et al.*, 2018; Telleman

*et al.*, 2011; Misch *et al.*, 2006; Jain *et al.*, 2016). Este conceito parece ser o mais aceito na literatura. Por outro lado, um implante pode ser considerado curto quando tem um comprimento menor ou igual a 8,5 mm (Anitua *et al.*, 2008). Já de acordo com Fan *et al.* e Reich *et al.*, um implante curto tem um comprimento de 5 a 8 mm (Fan *et al.*, 2017; Reich *et al.*, 2017). Para Renouard & Nisand, IC são dispositivos com um comprimento intra-ósseo projetado de 8 mm ou menos (Renouard & Nisand, 2006).

De acordo com Esposito *et al.* e Tonetti & Schmid, as principais causas de insucesso prematuro de um implante devem-se, principalmente, ao trauma cirúrgico associado ao volume e qualidade óssea, enquanto a etiologia do fracasso tardio é mais controversa, podendo estar associada às condições de carga em relação à quantidade e qualidade óssea e à infecção crônica (Esposito *et al.*, 1998; Tonetti & Schmid, 1994).

A avaliação da EP tem, assim, a sua importância, já que, de acordo com a maioria dos autores, a EP é um pré-requisito para a osteointegração (Gill & Rao, 2012; Al-Samman & Suleiman, 2012; Andrés-García *et al.*, 2009; Yamaguchi *et al.*, 2015; Lozano-Carrascal *et al.*, 2016; Han *et al.*, 2016; Parithimarkalaignan & Padmanabhan, 2013; Bataineh & Al-dakes, 2017; Swami *et al.*, 2016; Shadid *et al.*, 2014; Dighekar *et al.*, 2014; Park *et al.*, 2011; Martinez *et al.*, 2001; Merheb *et al.*, 2010). Embora tal conceito pareça ser consensual, alguns autores mencionam o contrário. Morris *et al.* referem que a EP não é necessária para a osteointegração (Morris *et al.*, 2004). Da mesma maneira, o estudo de Rodrigo *et al.* mostra que a obtenção da EP não é um pré-requisito para a osteointegração nem para a sobrevivência dos implantes a longo-prazo (Rodrigo *et al.*, 2010).

No estudo retrospectivo de Anitua *et al.*, dos 532 IC colocados apenas 2 falharam, sendo que uma dessas falhas deveu-se a uma reduzida EP em osso do tipo IV (Anitua *et al.*, 2008). Na revisão sistemática sobre IC de Annibali *et al.*, os autores referem que a maioria dos insucessos ocorreu antes da colocação das próteses. É, então, provável que a qualidade óssea e protocolos cirúrgicos adequados desempenhem um papel mais importante no prognóstico dos IC que as características protéticas (Annibali *et al.*, 2012). Contudo, é possível que a falta de *follow-ups* com intervalos suficientemente longos nos estudos analisados por Annibali *et al.* tenha subestimado o efeito da carga protética nos resultados (Annibali *et al.*, 2012).

Os resultados do presente estudo sugerem que existem diferenças estatisticamente significativas nos valores da EP entre o grupo A (10 mm) e os grupos B (8 mm), C (6 mm) e D (4 mm), verificando-se, em média, valores de ISQ



significativamente superiores no grupo A. Estes resultados estão em concordância com outros estudos, embora os comprimentos dos implantes utilizados não sejam exatamente iguais entre estudos.

No estudo de Bataineh & Al-dakes avaliou-se a EP de implantes com comprimentos de 8, 13 e 15 mm em costelas de bovino através da AFR. Os resultados mostram que existem diferenças significativas nos valores de ISQ entre os implantes (Bataineh & Al-dakes, 2017). Assim, os implantes de 15 mm encontravam-se mais estáveis que os de 13 mm que, por sua vez, estavam mais estáveis que os de 8 mm (Bataineh & Al-dakes, 2017). Já no estudo de Barikani *et al.* foi avaliado o efeito do comprimento (10 e 13 mm) e do diâmetro dos implantes na EP em diferentes tipos de osso. Embora o comprimento não tenha tido uma influência significativa nos resultados em osso de elevada qualidade (D1), em casos de reduzida qualidade óssea (D3) um aumento do comprimento resultou num aumento da EP (Barikani *et al.*, 2013).

Contudo, outros estudos mostram resultados diferentes aos que foram obtidos no presente ensaio. No estudo de Oliveira *et al.* foi avaliada a EP de IC e de implantes convencionais em blocos de poliuretano e concluiu-se que os resultados da AFR para os IC foram, de uma maneira geral, semelhantes aos dos implantes convencionais (Oliveira *et al.*, 2016). No entanto, os implantes convencionais tinham menor diâmetro que os implantes curtos, o que, segundo a literatura pode influenciar a estabilidade inicial. Já no estudo de Miyamoto *et al.*, verificou-se uma ligeira correlação negativa entre os valores de ISQ e o comprimento dos implantes colocados (8, 9, 11, 13, 15 e 17 mm) (Miyamoto *et al.*, 2005).

Para obter resultados mais comparáveis, os valores da EP dos IC devem ser comparados aos dos IS associados às técnicas cirúrgicas de aumento ósseo. Assim sendo, Bechara *et al.* avaliaram *in vivo* a EP de implantes com 6 mm e implantes com 10 mm colocados em combinação com elevação do seio maxilar. Sendo que todos os implantes foram colocados na região posterior da maxila, a médias dos valores de ISQ foram de 69,1 e de 66,8 para os implantes de 6 e 10 mm respetivamente (Bechara *et al.*, 2017).

Por outro lado, verifica-se no presente estudo que existem diferenças estatisticamente significativas nos valores da EP obtidos através da AFR entre o grupo B (8 mm) e os grupos C (6 mm) e D (4 mm). Estes resultados podem ser explicados devido ao reduzido comprimento dos implantes dos grupos C e D que, em osso de baixa densidade, pode comprometer a EP. Barikani *et al.* concluíram no seu estudo que o

comprimento é um fator determinante para alcançar uma maior estabilidade inicial, em osso de baixa qualidade (Barikani *et al.*, 2013). De maneira a aumentar essa estabilidade, o aumento do diâmetro dos implantes parece ser uma mais-valia, principalmente em osso de reduzida qualidade (Bilhan *et al.*, 2010; Martinez *et al.*, 2001). Segundo Gil & Rao, a utilização de implantes com maior diâmetro, implantes cónicos, implantes em forma de rosca e implantes longos parece favorecer a EP (Gill & Rao, 2012). Por outro lado, alterações no protocolo cirúrgico podem aumentar a EP, quer seja através da técnica de osteótomo, quer através da realização de osteotomias com menor diâmetro ao dos implantes a serem colocados (Friberg *et al.*, 2001; Friberg *et al.*, 2002; Tabassum *et al.*, 2010; Javed *et al.*, 2013; O'Sullivan *et al.*, 2004; Sennerby & Meredith, 2008; Summers, 1994; Martinez *et al.*, 2001; Padmanabhan & Gupta, 2010). No entanto, estas técnicas ainda não reúnem o consenso entre todos os autores.

No presente estudo, os implantes foram colocados numa região de baixa densidade óssea pois é o local onde a EP está mais comprometida. A classificação do osso teve como base a sua composição cortical e medular e a resistência ao corte. De acordo com Miyamoto *et al.*, a EP está amplamente dependente das condições ósseas locais, nomeadamente da espessura do osso cortical (Miyamoto *et al.*, 2005). Outros estudos revelam a existência de uma relação significativa entre a densidade óssea e a espessura da cortical com a EP dos implantes (Turkyilmaz & McGlumphy, 2008; Merheb *et al.*, 2010).

Neste estudo *in vitro*, os valores médios de ISQ obtidos para os IC são menores que 60, o que de acordo com o fabricante leva a que os implantes se encontrem em risco, sendo necessário a sua monitorização. Vários autores mencionam que a EP é um fator essencial para a carga imediata (dos Santos *et al.*, 2011; Parithimarkalaighnan & Padmanabhan, 2013). De acordo com os valores verificados neste estudo a carga imediata poderia comprometer a osteointegração. No entanto, num estudo retrospectivo, Maló *et al.* avaliaram o uso de IC colocados na região anterior da maxila em reabilitações maxilares *All-on-4* associadas a cargas imediatas, verificando-se que apenas 3 dos 74 IC colocados falharam (Maló *et al.*, 2015). Tal pode indicar que a qualidade óssea tem um papel fundamental no prognóstico dos IC.

No estudo de Alonso *et al.* verificou-se que os implantes (4,1 × 6 mm) colocados em osso do tipo IV apresentaram valores de ISQ mais baixos, quando comparados com os implantes colocados em osso do tipo I, II e III (Alonso *et al.* 2018). A baixa densidade óssea afeta os valores de ISQ, o que pode justificar os baixos valores

obtidos no presente estudo. No entanto, em qualquer dos casos, os valores obtidos por Alonso *et al.* foram superiores aos resultados deste estudo. No estudo de Calvo-Guirado *et al.* foram colocados implantes de 4 mm de comprimento na região posterior da mandíbula e implantes de 10 mm com o mesmo diâmetro na região entre os forâmenes mentonianos (Calvo-Guirado *et al.*, 2016). As medições da EP através do Osstell® não mostraram diferenças significativas nos valores de ISQ entre os implantes de diferentes comprimentos (Calvo-Guirado *et al.*, 2016). Os valores obtidos no estudo de Calvo-Guirado *et al.* foram substancialmente superiores aos deste estudo, todavia, é de salientar as diferenças da qualidade óssea entre estudos.

Para compensar o possível compromisso da EP em IC, surgem superfícies com micro-rugosidades e propriedades hidrofílicas de maneira a obter resultados mais previsíveis no que diz respeito à velocidade da osteointegração e à ES (Lang *et al.*, 2011). Tais inovações permitem alterar o paradigma relativamente aos implantes mais longos, uma vez que estas superfícies produzem um melhor contacto na interface osso-implante (Botzenhart *et al.*, 2014).

O método utilizado para medir a EP dos implantes foi a AFR, uma vez que é considerada uma ferramenta útil, prática e precisa. Para além do mais, é bastante utilizada na literatura na avaliação da estabilidade dos implantes. No entanto, de acordo com Aparicio *et al.*, a validade e a relevância da AFR para o uso clínico tem de ser questionado (Aparicio *et al.*, 2006). Segundo Digholkar *et al.* e Atsumi *et al.*, até à data não foi estabelecido nenhum método definido para avaliar a estabilidade de um implante (Digholkar *et al.*, 2014; Atsumi *et al.*, 2007). Além disso, a tecnologia da AFR não consegue fornecer um valor de sucesso, de insucesso ou do prognóstico do implante a longo-prazo (Digholkar *et al.*, 2014; Atsumi *et al.*, 2007).

Outro fator a ter em conta neste estudo *in vitro* baseia-se no facto do transdutor (*SmartPeg*) ter sido apertado manualmente o que pode levar a alterações de alguns resultados. É essencial garantir a adequada fixação do *SmartPeg* ao implante, já que mesmo níveis elevados de osteointegração podem não ser detetados se essa fixação não estiver adequada (Winter *et al.*, 2010). De modo a alcançar maior fiabilidade nos resultados, o apertamento do *SmartPeg* deve ser estandardizado.

Levanta-se ainda a questão do número de utilizações do *SmartPeg*. Brizuela-Velasco *et al.* referem que a utilização repetida do transdutor pode levar a maiores oscilações do mesmo, o que por sua vez, conduz a resultados de ISQ enviesados (Brizuela-Velasco *et al.*, 2015). Os autores sugerem então, que para manter a precisão

dos resultados o uso de cada *SmartPeg* deve ser limitado (Brizuela-Velasco *et al.*, 2015). De acordo com Duddeck & Faber, as várias reutilizações dos *SmartPegs* associadas aos processos de remontagem e de esterilização têm efeitos significativos nos resultados e devem, portanto, ser evitados (Duddeck & Faber, 2015). No presente estudo, o *SmartPeg* usado já tinha uma série de utilizações, o que pode influenciar a precisão e a fiabilidade dos resultados de ISQ obtidos.

Outra limitação do presente estudo prende-se pelo facto de ser *in vitro* e, por conseguinte, apenas os aspetos mecânicos são avaliados, não sendo contemplados fatores biológicos que estão presentes no ambiente clínico. O reduzido tamanho da amostra constitui uma limitação importante do presente estudo. Além disso, a reutilização dos implantes pode levar a modificações nas suas configurações físicas, como por exemplo, a conformação das espiras dos implantes. Essas alterações podem levar a variações nos resultados. No entanto, os resultados obtidos dentro de cada grupo foram homogêneos.

Ainda assim, salienta-se o facto dos implantes utilizados serem todos do mesmo fabricante, terem todos a mesma geometria, as mesmas condições de superfície e o mesmo diâmetro, apenas variando o comprimento, o que permite reduzir o número de variáveis do estudo e obter resultados mais fidedignos. Para obter resultados mais rigorosos, a preparação do leito implantar e a colocação dos implantes seguiram as indicações do fabricante e foram realizadas pelo mesmo operador.

De maneira a preencher algumas lacunas na literatura, futuramente outros estudos devem ser levados a cabo de maneira a solidificar os conhecimentos sobre os IC, quer na sua influência na EP, quer nos seus resultados clínicos a longo prazo. Deste modo, são necessários mais ensaios clínicos randomizados de forma a avaliar o comportamento dos IC *in vivo*.

## 6. Conclusão

Dentro das limitações do presente estudo *in vitro*, os resultados sugerem que a estabilidade primária dos implantes curtos é menor que a dos implantes *standard*, em osso de baixa densidade. É necessária maior evidência científica sobre a estabilidade primária em implantes curtos para confirmação dos resultados obtidos. No mesmo sentido, é fundamental a realização de mais estudos com períodos de *follow-up* mais prolongados de forma a avaliar o desempenho clínico dos implantes curtos.

## 7. Referências Bibliográficas

Albrektsson, T., Brinemark, P.-I., Hansson, H. A., & Lindstrom, J. (1981). Osseointegrated titanium implants. Requirements for Ensuring a Long-Lasting, Direct to Bone-to-Implant Anchorage in Man. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 52:2, 155-170.

Albrektsson T., & Isidor, F. Consensus report of session IV. In: Lang NP, Karring T. (1994). Proceedings of the 1<sup>st</sup> European Workshop on Periodontology; 365–369.

Akkocaoglu, M., Uysal, S., Tekdemir, I., Akca, K., & Cehreli, M. C. (2005). Implant design and intraosseous stability of immediately placed implants: A human cadaver study. *Clinical Oral Implants Research*, 16(2), 202–209.

Al-Jetaily, S., & Al-dosari, A. A. F. (2011). Assessment of Osstell<sup>TM</sup> and Periotest® systems in measuring dental implant stability (in vitro study). *Saudi Dental Journal*, 23(1), 17–21.

Alonso, F. R., Triches, D. F., Mezzomo, L. A. M., Teixeira, E. R., & Shinkai, R. S. A. (2018). Primary and Secondary Stability of Single Short Implants. *The Journal of Craniofacial Surgery*, 1–3.

Andrés-García, R., Vives, N. G., Climent, F. H., Palacín, A. F., Santos, V. R., Climent, M. H., & Bullón, P. (2009). In vitro evaluation of the influence of the cortical bone on the primary stability of two implant systems. *Medicina Oral, Patología Oral Y Cirugía Bucal*, 14(2), E93-7.

Anitua, E., Orive, G., Aguirre, J. J., & Andía, I. (2008). Five-Year Clinical Evaluation of Short Dental Implants Placed in Posterior Areas: A Retrospective Study. *Journal of Periodontology*, 79(1), 42–48.

Annibali, S., Cristalli, M. P., Dell'Aquila, D., Bignozzi, I., La Monaca, G., & Pilloni, A. (2012). Short dental implants: A systematic review. *Journal of Dental Research*, 91(1),

25–32.

Aparicio, C., Lang, N. P., & Rangert, B. (2006). Validity and clinical significance of biomechanical testing of implant/bone interface. *Clinical Oral Implants Research*, 17(Suppl. 2), 2–7.

Atsumi, M., Park, S. H., & Wang, H. L. (2007). Methods used to assess implant stability: current status. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 22(5), 743–754.

Baltayan, S., Pi-Anfruns, J., Aghaloo, T., & Moy, P. K. (2016). The predictive value of resonance frequency analysis measurements in the surgical placement and loading of endosseous implants. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 74(6), 1145–1152.

Barboza, E., Carvalho, W., Francisco, B., & Ferreira, V. (2008). Desempenho clínico dos implantes curtos: um estudo retrospectivo de seis anos. *Revista de Periodontia*, 17(4), 98–103.

Barikani, H., Rashtak, S., Akbari, S., Badri, S., Daneshparvar, N., & Rokn, A. (2013). The effect of implant length and diameter on the primary stability in different bone types. *Journal of Dentistry (Tehran, Iran)*, 10(5), 449–55.

Bataineh, A. B., & Al-dakes, A. M. (2017). The influence of length of implant on primary stability: An in vitro study using resonance frequency analysis. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 9(1), e1–e6.

Bechara, S., Nimčenko, T., & Kubilius, R. (2017). The efficacy of short ( 6 mm ) dental implants with a novel thread design. *Stomatologija, Baltic Dental and Maxillofacial Journal*, 19(2), 55–63.

Bilhan, H., Geckili, O., Mumcu, E., Bozdog, E., Sünbuloğlu, E., & Kutay, O. (2010). Influence of surgical technique, implant shape and diameter on the primary stability in cancellous bone. *Journal of Oral Rehabilitation*, 37(12), 900–907.

Bolle, C., Felice, P., Barausse, C., Pistilli, V., Trullenque-Eriksson, A., & Esposito, M.

(2018). 4 mm long vs longer implants in augmented bone in posterior atrophic jaws: 1-year post-loading results from a multicentre randomised controlled trial. *European Journal of Oral Implantology*, 11(1), 31-47.

Botzenhart, U., Kunert-keil, C., Heinemann, F., Gredes, T., Seiler, J., Berniczei-roykó, Á., & Gedrange, T. (2014). Osseointegration of short titan implants: a Pilot study in pigs. *Annals of Anatomy*.

Brizuela-Velasco, A., Fernández-González, F. J., Martín-Blanco, N., Chávarri-Prado, D., Chento-Valiente, Y., Dehesa-Ibarra, B., & Vega, J. A. (2015). Accuracy of Resonance Frequency Analysis by Third Generation Osstell ®. *International Journal of Odontostomatology*, 9(3), 489–492.

Calvo-Guirado, L., Torres, J. A. L., Dard, M., Javed, F., Martínez, C. Pérez-A., & Val, J. E. M. S. de. (2016). Evaluation of extrashort 4-mm implants in mandibular edentulous patients with reduced bone height in comparison with standard implants : a 12-month results. *Clinical Oral Implants Research*, 27(7), 867–874.

Digholkar, S., Madhav, V., & Palaskar, J. (2014). Methods to measure stability of dental implants. *Journal of Dental and Allied Sciences*, 3(1), 17–23.

dos Santos, M. V., Elias, C. N., & Cavalcanti Lima, J. H. (2011). The effects of superficial roughness and design on the primary stability of dental implants. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 13(3), 215–223.

Edher, F., & Nguyen, C. T. (2017). Short dental implants: A scoping review of the literature for patients with head and neck cancer. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(5), 736–742

Esfahrood, Z. R., Ahmadi, L., Karami, E., & Asghari, S. (2017). Short dental implants in the posterior maxilla: a review of the literature. *Journal of the Korean Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 43(2), 70–76.

Esposito, M., Hirsch, J.-M., Lekholm, U., & Thomsen, P. (1998). Biological factors

contributing to failures of osseointegrated oral implants, (I). Success criteria and epidemiology. *European Journal of Oral Sciences*, 106(1), 527–551.

Duddeck, D., & Faber, F. (2015). Effects of multiple reuse, remounting and consecutive autoclave sterilization on Osstell SmartPegs. *Clinical Oral Implants Research*, 26, 79.

Fan, T., Li, Y., Deng, W. W., Wu, T., & Zhang, W. (2017). Short Implants (5 to 8 mm) Versus Longer Implants (>8 mm) with Sinus Lifting in Atrophic Posterior Maxilla: A Meta-Analysis of RCTs. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 19(1), 207–215.

Felice, P., Cannizzaro, G., Barausse, C., Pistilli, R., & Esposito, M. (2014). Short implants versus longer implants in vertically augmented posterior mandibles: a randomised controlled trial with 5-year after loading follow-up. *European Journal of Oral Implantology*, 7(4), 359–69.

Friberg, B., Ekestubbe, A., Mellström, D., & Sennerby, L. (2001) Brånemark implants and osteoporosis: a clinical exploratory study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 3(1), 50–56.

Friberg, B., Ekestubbe, A., & Sennerby, L. (2002) Clinical outcome of Branemark System implants of various diameters: a retrospective study. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 17(5), 671–677.

Friberg, B., Sennerby, L., Roos, J., & Lekholm, U. (1995). Identification of bone quality in conjunction with insertion of titanium implants. A pilot study in jaw autopsy specimens. *Clinical Oral Implants Research*, 6(4), 213–219.

Galvão, F. F. de S. A., Almeida-Júnior, A. A. de, Faria-Júnior, N. B. de, Reis, J. M. dos S. N., Caldas, S. G. F. R., & Margonar, R. (2011). Predictability of short dental implants : a literature review *RSBO*, 8(1), 74–80.

Gentile, M. A., Chuang, S.-K., & Dodson, T. B. (2005). Survival estimates and risk factors for failure with 6 x 5.7-mm implants. *The International Journal of Oral &*



*Maxillofacial Implants*, 20(6), 930–7.

Gill, A., & Rao, P. (2012). Primary stability: The password of implant integration. *Journal of Dental Implants*, 2(2), 103–109.

Goené, R., Bianchesi, C., Hüerzeler, M., Del Lupo, R., Testori, T., Davarpanah, M., & Jalbout, Z. (2005). Performance of short implants in partial restorations: 3-Year follow-up of Osseotite® implants. *Implant Dentistry*, 14(3), 274–280.

González-Serrano, J., Ortega-Aranegui, R., & López-Quiles, J. (2017). In vitro comparison of primary stability of two implant designs in D3 bone. *Medicina Oral, Patologia Oral Y Cirugia Bucal*, 22(4), e473–e477.

Grant, B. T. N., Pancko, F. X., & Kraut, R. A. (2009). Outcomes of Placing Short Dental Implants in the Posterior Mandible: A Retrospective Study of 124 Cases. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 67(4), 713–717.

Grassi, S., Piattelli, A., Ferrari, D. S., Figueiredo, L. C., Feres, M., Iezzi, G., & Shibli, J. A. (2007). HISTOLOGIC EVALUATION OF HUMAN BONE INTEGRATION ON MACHINED AND SANDBLASTED ACID-ETCHED TITANIUM SURFACES IN TYPE IV BONE. *Journal of Oral Implantology*, 33(1), 8–12.

Han, H. C., Lim, H. C., Hong, J. Y., Ahn, S. J., Han, J. Y., Shin, S. I., Chung, J. H., Herr, Y., & Shin, S. Y. (2016). Primary implant stability in a bone model simulating clinical situations for the posterior maxilla: An in vitro study. *Journal of Periodontal and Implant Science*, 46(4), 254–265.

Herekar, M., Sethi, M., Ahmad, T., Fernandes, A. S., Patil, V., & Kulkarni, H. (2014). A correlation between bone (B), insertion torque (IT), and implant stability (S): BITS score. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(4), 805–810.

Hong, D. G. K., & Oh, J. (2017). Recent advances in dental implants. *Maxillofacial Plastic and Reconstructive Surgery*, 39(1), 33.

Jain, N., Gulati, M., Garg, M., & Pathak, C. (2016). Short implants: New horizon in implant dentistry. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*, 10(9), ZE14-ZE17.

Javed, F., Ahmed, H. B., Crespi, R., & Romanos, G. E. (2013). Role of primary stability for successful osseointegration of dental implants : Factors of influence and evaluation. *Interventional Medicine & Applied Science*, 5(4), 162–167.

Javed, F., & Romanos, G. E. (2010). The role of primary stability for successful immediate loading of dental implants. A literature review. *Journal of Dentistry*, 38(8), 612–620.

Jenny, G., Jauernik, J., Bierbaum, S., Bigler, Martin, G., Grätz, K. W. (2016). A systematic review and meta-analysis on the influence of biological implant surface coatings on periimplant bone formation. *Journal of Biomedical Material Research A*, 104(11), 2898-910.

Kennedy, K. S., Jones, E. M., Kim, D. G., McGlumphy, E. A., & Clelland, N. L. (2013). A Prospective Clinical Study to Evaluate Early Success of Short Implants. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 28(1), 170–177.

Lachmann, S., Jäger, B., Axmann, D., Gomez-Roman, G., Groten, M., & Weber, H. (2006). Resonance frequency analysis and damping capacity assessment. *Clinical Oral Implants Research*, 17(1), 75–79.

Lang, N. P., Salvi, G. E., Huynh-ba, G., Ivanovski, S., Donos, N., & Bosshardt, D. D. (2011). Early osseointegration to hydrophilic and hydrophobic implant surfaces in humans. *Clinical Oral Implants Research*, 22(4), 349–356.

Lee, J. H., Frias, V., Lee, K. W., & Wright, R. F. (2005). Effect of implant size and shape on implant success rates: A literature review. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 94(4), 377–381.

Lioubavina-Hack, N., Lang, N. P., & Karring, T. (2006). Significance of primary stability for osseointegration of dental implants. *Clinical Oral Implants Research*, 17(3),

244–250.

Lozano-Carrascal, N., Salomó-Coll, O., Gilabert-Cerdà, M., Farré-Pagés, N., Gargallo-Albiol, J., & Hernández-Alfaro, F. (2016). Effect of implant macro-design on primary stability: A prospective clinical study. *Medicina Oral, Patologia Oral Y Cirugia Bucal*, 21(2), e214–e221.

Maló, P., de Araújo Nobre, M. A., Lopes, A. V., & Rodrigues, R. (2015). Immediate loading short implants inserted on low bone quantity for the rehabilitation of the edentulous maxilla using an All-on-4 design. *Journal of Oral Rehabilitation*, 42(8), 615–623.

Martinez, H., Davarpanah, M., Missika, P., Celletti, R., & Lazzara, R. (2001). Review article Optimal implant stabilization in low density bone. *Clinical Oral Implantology Research*, 12, 423–432.

Mavrogenis, A. F., Dimitriou, R., Parvizi, J., & Babis, G. C. (2009). Biology of implant osseointegration. *Journal of Musculoskeletal Neuronal Interactions*, 9(2), 61–71.

Menchero-Cantalejo, E., Barona-Dorado, C., Cantero-Álvarez, M., Fernández-Cáliz, F., & Martínez-González, J. M. (2011). Meta-analysis on the survival of short implants. *Medicina Oral, Patologia Oral Y Cirugia Bucal*, 16(4), e446–51.

Meredith, N. (2008). A Review of Implant Design , Geometry and Placement. *Applied Osseointegration Research*, 6, 6–12.

Meredith, N., Alleyne, D., & Cawley, P. (1996). Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. *Clinical Oral Implants Research*, 7(3), 261–267.

Meredith, N., Book, K., Friberg, B., Jemt, T., & Sennerby, L. (1997). Resonance frequency *measurements* of implant stability *in vivo*. A cross-sectional and longitudinal study of resonance frequency measurements on implants in the edentulous and partially dentate maxilla. *Clinical Oral Implants Research*, 8(3), 226–233.

Merheb, J., Van Assche, N., Coucke, W., Jacobs, R., Naert, I., & Quirynen, M. (2010). Relationship between cortical bone thickness or computerized tomography-derived bone density values and implant stability. *Clinical Oral Implants Research*, 21(6), 612–617.

Meyer, G., Fanghänel, J., & Proff, P. (2012). Morphofunctional aspects of dental implants. *Annals of Anatomy*, 194(2), 190–194.

Misch, C. E. (1999). Implant Design Considerations for the Posterior Regions of the Mouth. *Implant Dentistry*, 8(4), 376–86.

Misch, C. E., Steigenga, J., Barboza, E., Misch-Dietsh, F., Cianciola, L. J., & Kazor, C. (2006). Short Dental Implants in Posterior Partial Edentulism: A Multicenter Retrospective 6-Year Case Series Study. *Journal of Periodontology*, 77(8), 1340–1347.

Miyamoto, I., Tsuboi, Y., Wada, E., Suwa, H., & Iizuka, T. (2005). Influence of cortical bone thickness and implant length on implant stability at the time of surgery - Clinical, prospective, biomechanical, and imaging study. *Bone*, 37(6), 776–780.

Molly, L. (2006). Bone density and primary stability in implant therapy. *Clinical Oral Implantology Research*, 17(2), 124–135.

Morand, M., & Irinakis, T. (2007). THE CHALLENGE OF IMPLANT THERAPY IN THE POSTERIOR MAXILLA: PROVIDING A RATIONALE FOR THE USE OF SHORT IMPLANTS. *Journal of Oral Implantology*, 33(5), 257–266.

Morris, H. F., Ochi, S., Crum, P., Orenstein, I., & Plezia, R. (2003). Bone Density: Its Influence on Implant Stability After Uncovering. *Journal of Oral Implantology*, 29(6), 263–269.

Morris, H. F., Ochi, S., Orenstein, I. H., & Petrazzuolo, V. (2004). AICRG, Part V: Factors Influencing Implant Stability at Placement and Their Influence on Survival of Ankylos Implants. *Journal of Oral Implantology*, 30(3), 162–170.

O'Sullivan, D., Sennerby, L., Jagger, D., & Meredith, N. (2004). Implant Primary Stability. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 6(1), 48–57.

O'Sullivan, D., Sennerby, L., & Meredith, N. (2004). Influence of implant taper on the primary and secondary stability of osseointegrated titanium implants. *Clinical Oral Implants Research*, 15(4), 474–480.

Oliveira, G., Barros-Filho, L. A. B., Barros, L. A. B., & Marcantonio, R. J. (2016). In vitro evaluation of the primary stability of short and conventional implants. *Journal of Oral Implantology*, 42(6), 458–463.

Ostman, P.-O., Hellman, M., Wendelhag, I., & Sennerby, L. (2006). Resonance frequency analysis measurements of implants at placement surgery. *The International Journal of Prosthodontics*, 19(1), 77–83.

Padmanabhan, T. V., & Gupta, R. K. (2010). Comparison of Crestal Bone Loss and Implant Stability Among the Implants Placed With Conventional Procedure and Using Osteotome Technique: A Clinical Study. *Journal of Oral Implantology*, 36(6), 475–483.

Parithimarkalaignan, S., & Padmanabhan, T. V. (2013). Osseointegration: An update. *Journal of Indian Prosthodontist Society*, 13(1), 2–6.

Park, J.-C., Lee, J.-W., Kim, S.-M., & Lee, J.-H. (2011). Implant Stability - Measuring Devices and Randomized Clinical Trial for ISQ Value Change Pattern Measured from Two Different Directions by Magnetic RFA, *Implant Dentistry - A Rapidly Evolving Practice*, Prof. Ilser Turkyilmaz (Ed.), ISBN: 978-953- 307-658-4

Petrie, C. S., & Williams, J. L. (2005). Comparative evaluation of implant designs: Influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest - A three-dimensional finite-element analysis. *Clinical Oral Implants Research*, 16(4), 486–494.

Pierrisnard, L., Renouard, F., Renault, P., & Barquins, M. (2003). Influence of Implant Length and Bicortical Anchorage on Implant Stress Distribution. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 5(4), 254–262.

Pistilli, R., Felice, P., Cannizzaro, G., Piatelli, M., Corvino, V., Barausse C, et al. (2003). Posterior atrophic jaws rehabilitated with prostheses supported by 6mm long 4 mm wide implants or by longer implants in augmented bone. One-year post-loading results from a pilot randomised controlled trial. *European Journal of Oral Implantology*, 6(4), 359-72.

Quesada-Garcia, M.-P., Prados-Sanchez, E., Olmedo-Gaya, M.-V., Munoz-Soto, E., Gonzalez-Rodriguez, M.-P., & Vallecillo-Capilla, M. (2009). Measurement of dental implant stability by resonance frequency analysis: A review of the literature. *Medicina Oral Patología Oral Y Cirugia Bucal*, 14(10), e538–e546.

Reich, W., Schweyen, R., Heinzelmann, C., Hey, J., Al-Nawas, B., & Eckert, A. W. (2017). Novel expandable short dental implants in situations with reduced vertical bone height-technical note and first results. *International Journal of Implant Dentistry*, 3(1), 46.

Renouard, F., & Nisand, D. (2006). Impact of implant length and diameter on survival rates. *Clinical Oral Implants Research*, 17(Suppl. 2), 35–51.

Rocchietta, I., Fontana, F., & Simion, M. (2008). Clinical outcomes of vertical bone augmentation to enable dental implant placement: A systematic review. *Journal of Clinical Periodontology*, 35(Suppl. 8), 203–215.

Rodrigo, D., Aracil, L., Martin, C., & Sanz, M. (2010). Diagnosis of implant stability and its impact on implant survival: a prospective case series study. *Clinical Oral Implants Research*, 21(3), 255–261.

Rokn, A. R., Keshtkar, A., Monzavi, A., Hashemi, K., & Bitaraf, T. (2018). Comparing Short Dental Implants to Standard Dental Implants: Protocol for a Systematic Review. *JMIR Research Protocols*, 7(1), e16.

Schincaglia, G. Pietro, Thoma, D. S., Haas, R., Tutak, M., Garcia, A., Taylor, T. D., & Hämmerle, C. H. F. (2015). Randomized controlled multicenter study comparing short

dental implants (6 mm) versus longer dental implants (11-15 mm) in combination with sinus floor elevation procedures. Part 2: Clinical and radiographic outcomes at 1 year of loading. *Journal of Clinical Periodontology*, 42(11), 1042–1051.

Schwartz, S. R. (2015). Short Implants: Are They a Viable Option in Implant Dentistry? *Dental Clinics of North America*, 59(2), 317–328.

Sennerby, L., & Meredith, N. (2008). Implant stability measurements using resonance frequency analysis: Biological and biomechanical aspects and clinical implications. *Periodontology 2000*, 47, 51–66.

Shadid, R. M., Sadaqah, N. R., & Othman, S. A. (2014). Does the implant surgical technique affect the primary and/or secondary stability of dental implants? A systematic review. *International Journal of Dentistry*.

Shemtov-Yona, K., & Rittel, D. (2015). An Overview of the Mechanical Integrity of Dental Implants. *BioMed Research International*. 1–11.

Sierra-Sánchez, J. L., García-Sala-Bonmatí, F., Martínez-González, A., García-Dalmau, C., Mañes-Ferrer, J. F., & Brotons-Oliver, A. (2016). Predictability of short implants (< 10 mm) as a treatment option for the rehabilitation of atrophic maxillae. A systematic review. *Medicina Oral, Patologia Oral Y Cirugia Bucal*, 21(3), e392–e402.

Summers, R.B. (1994) A new concept in maxillary implant surgery: the osteotome technique. *Compendium* 15, 152, 154–6, 158 passim; quiz 162.

Swami, V., Vijayaraghavan, V., & Swami, V. (2016). Current trends to measure implant stability. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 16(2), 124–130.

Romeo, E., Ghisolfi, M., Rozza, R., Chiapasco, M., & Lops, D. (2006) Short (8-mm) dental implants in the rehabilitation of partial and complete edentulism: a 3- to 14-year longitudinal study. *The International Journal of Prosthodontics*, 19(6), 586-92.

Tabassum, A., Meijer, G. J., Wolke, J. G. C., & Jansen, J. A. (2010). Influence of

surgical technique and surface roughness on the primary stability of an implant in artificial bone with different cortical thickness: A laboratory study. *Clinical Oral Implants Research*, 21(2), 213–220.

Telleman, G., Raghoobar, G., Vissink, A., Hartog, L. D., Slater, J. H., & Meijer, H. J. A. (2011). A systematic review of the prognosis of short (<10 mm) dental implants placed in the partially edentulous patient. *Journal of Clinical Periodontology*, 38(7), 667–76.

Tonetti, M. S., & Schmid, J. (1994). Pathogenesis of implant failures. *Periodontology* 2000, 4(1), 127–138.

Tricio, J., van Steenberghe, D., Rosenberg, D., & Duchateau, L. (1995). Implant stability related to insertion torque force and bone density: An in vitro study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 74(6), 608–612.

Turkyilmaz, I., Aksoy, U., & McGlumphy, E. A. (2008). Two alternative surgical techniques for enhancing primary implant stability in the posterior maxilla: A clinical study including bone density, insertion torque, and resonance frequency analysis data. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 10(4), 231–237.

Turkyilmaz, I., & McGlumphy, E. A. (2008). Influence of bone density on implant stability parameters and implant success: A retrospective clinical study. *BMC Oral Health*, 8(1), 1–8.

Tutak, M., Smektała, T., Schneider, K., Gołębiewska, E., & Sporniak-Tutak, K. (2013). Short dental implants in reduced alveolar bone height: A review of the literature. *Medical Science Monitor*, 19, 1037–1042.

Uehara, P. N., Matsubara, V. H., Igai, F., Sesma, N., Mukai, M. K., & Araujo, M. G. (2018). Short Dental Implants ( $\leq 7\text{mm}$ ) Versus Longer Implants in Augmented Bone Area : A Meta-Analysis of Randomized Controlled Trials. *The Open Dentistry Journal*, 12, 354–365.

Winkler, S., Morris, H. F., & Ochi, S. (2000). Implant Survival to 36 Months as Related



to Length and Diameter. *Annals of Periodontology*, 5(1), 22–31.

Winter, W., Möhrle, S., Holst, S., & Matthias, K. (2010). Parameters of Implant Stability Measurements Based on Resonance Frequency and Damping Capacity: A Comparative Finite Element Analysis. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 25(3), 532–539.

Yamaguchi, Y., Shiota, M., Munakata, M., Kasugai, S., & Ozeki, M. (2015). Effect of implant design on primary stability using torque-time curves in artificial bone. *International Journal of Implant Dentistry*, 1(1), 21.

## 8. Apêndice

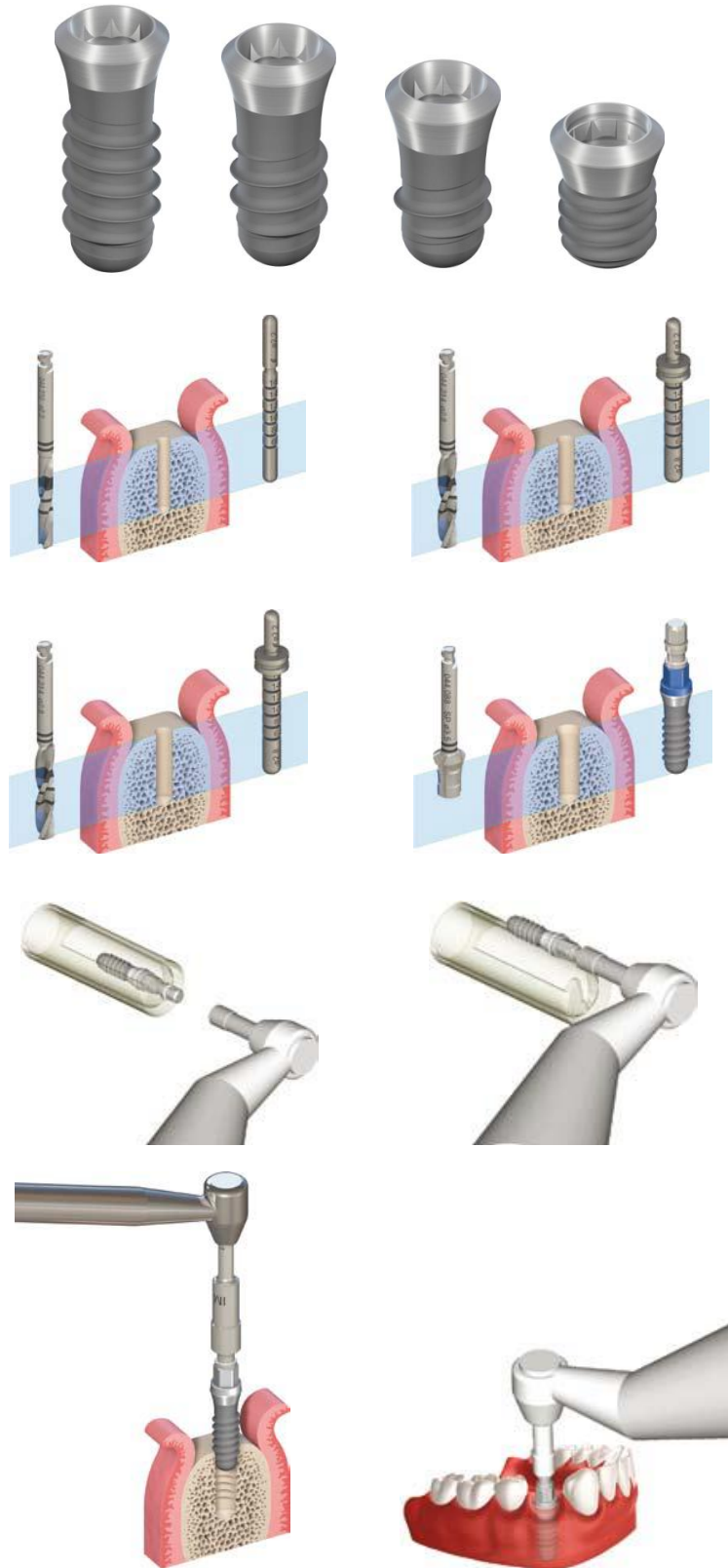
### Valores de ISQ por grupo de estudo

A – Valores de ISQ em implantes com 10 mm de comprimento				
	ISQ1	ISQ2	ISQ3	Média
1	57	61	61	59,67
2	68	68	68	68
3	66	66	60	64
4	67	67	67	67
5	65	64	65	64,67
6	63	62	65	63,33
7	72	70	73	71,67
8	65	65	66	65,33
9	63	64	64	63,67
10	63	63	63	63
B – Valores de ISQ em implantes com 8 mm de comprimento				
1	57	58	58	57,67
2	58	58	58	58
3	69	68	68	68,33
4	64	65	65	64,67
5	65	70	65	66,67
6	57	57	57	57
7	52	52	52	52
8	57	57	57	57
9	57	57	57	57
10	55	55	55	55
C – Valores de ISQ em implantes com 6 mm de comprimento				
1	52	52	52	52
2	52	53	52	52,33
3	48	48	48	48
4	58	58	58	58
5	53	53	53	53
6	53	53	55	53,67
7	56	57	57	56,67
8	63	63	63	63
9	52	52	53	52,33
10	46	48	48	47,33
D – Valores de ISQ em implantes com 4 mm de comprimento				
1	52	51	52	51,67
2	53	53	53	53
3	53	53	53	53
4	55	55	55	55
5	52	52	52	52
6	55	55	56	55,33
7	55	55	55	55
8	55	55	49	53
9	43	43	44	43,33
10	53	53	53	53

## 9. Anexos

### Anexo A

#### Implantes utilizados e protocolo de colocação dos implantes



Imagens retiradas do catálogo da Straumann® (Basileia, Suíça)

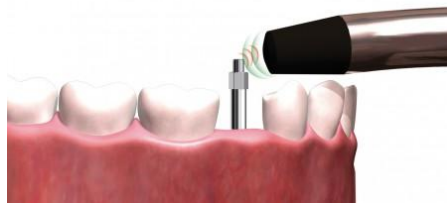
## Anexo B

### A técnica do Osstell® Mentor

1. O transdutor (*SmartPeg*) é colocado no implante.



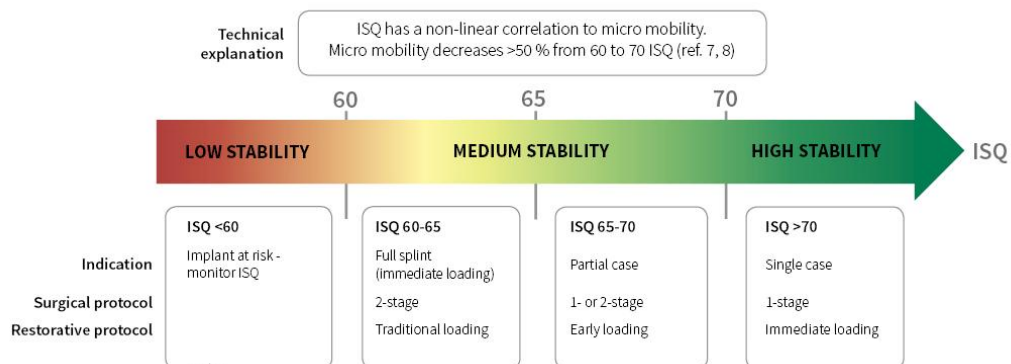
2. A sonda do Osstell® emite impulsos magnéticos que levam à vibração do *SmartPeg*.



3. A frequência de vibração do *SmartPeg* é expressa em unidades ISQ (*Implant Stability Quocient*). A escala de ISQ varia de 1 a 100, sendo que, valores mais elevados significam maior estabilidade.



### The ISQ scale



Imagens retiradas do *site* da Osstell® (Gotemburgo, Suécia)



## . Referências Bibliográficas

- Albrektsson T., Brinemark P.I., Hansson H.A., Lindstrom J. (1981). Osseointegrated titanium implants. Requirements for Ensuring a Long-Lasting, Direct to Bone-to-Implant Anchorage in Man. *Acta Orthop Scandinavica*, 52:2, 155-170.
- Albrektsson T, Isidor F. Consensus report of session IV. In: Lang NP, Karring T. (eds) Proceedings of the 1<sup>st</sup> European Workshop on Periodontology, 1994; 365–369.**
- Akkocaoglu, M., Uysal, S., Tekdemir, I., Akca, K., & Cehreli, M. C. (2005). Implant design and intraosseous stability of immediately placed implants: A human cadaver study. *Clinical Oral Implants Research*, 16(2), 202–209. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2004.01099.x>
- Al-Jetaily, S., & Al-dosari, A. A. F. (2011). Assessment of Osstell™ and Periotest® systems in measuring dental implant stability (in vitro study). *Saudi Dental Journal*, 23(1), 17–21. <https://doi.org/10.1016/j.sdentj.2010.09.003>
- Al-Samman, A. A., & Suleiman, M. S. (2012). Does Countersinking Improve Implant Primary Stability in Low Density Bone? *Smile Dental Journal*, 7(1), 21–24.
- Alonso, F. R., Triches, D. F., Mezzomo, L. A. M., Teixeira, E. R., & Shinkai, R. S. A. (2018). Primary and Secondary Stability of Single Short Implants. *The Journal of Craniofacial Surgery*, 1–3. <https://doi.org/10.1097/SCS.00000000000004567>
- Andrés-García, R., Vives, N. G., Climent, F. H., Palacín, A. F., Santos, V. R., Climent, M. H., & Bullón, P. (2009). In vitro evaluation of the influence of the cortical bone on the primary stability of two implant systems. *Medicina Oral, Patología Oral Y Cirugía Bucal*, 14(2), E93-7. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19179957>
- Anitua, E., Orive, G., Aguirre, J. J., & Andía, I. (2008). Five-Year Clinical Evaluation of Short Dental Implants Placed in Posterior Areas: A Retrospective Study. *Journal of Periodontology*, 79(1), 42–48. <https://doi.org/10.1902/jop.2008.070142>
- Annibali, S., Cristalli, M. P., Dell'Aquila, D., Bignozzi, I., La Monaca, G., & Pilloni, A. (2012). Short dental implants: A systematic review. *Journal of Dental Research*, 91(1), 25–32. <https://doi.org/10.1177/0022034511425675>
- Aparicio, C., Lang, N. P., & Rangert, B. (2006). Validity and clinical significance of biomechanical testing of implant/bone interface. *Clinical Oral Implants Research*, 17(SUPPL. 2), 2–7. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2006.01365.x>
- Atsumi, M., Park, S. H., & Wang, H. L. (2007). Methods used to assess implant stability: current status. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 22(5), 743–754.
- Baltayan, S., Pi-Anfruns, J., Aghaloo, T., & Moy, P. K. (2016). The predictive value of resonance frequency analysis measurements in the surgical placement and loading of endosseous implants. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 74(6), 1145–1152. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2016.01.048>
- Barboza, E., Carvalho, W., Francisco, B., & Ferreira, V. (2008). Desempenho clinico dos implantes curtos: um estudo retrospectivo de seis anos. *Revista de Periodontia*, 17(4), 98–103.

- Barikani, H., Rashtak, S., Akbari, S., Badri, S., Daneshparvar, N., & Rokn, A. (2013). The effect of implant length and diameter on the primary stability in different bone types. *Journal of Dentistry (Tehran, Iran)*, 10(5), 449–55. <https://doi.org/10.4317/medoral.16.e62>
- Bataineh, A. B., & Al-dakes, A. M. (2017). The influence of length of implant on primary stability: An in vitro study using resonance frequency analysis. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 9(1), e1–e6. <https://doi.org/10.4317/jced.53302>
- Bechara, S., Nimčenko, T., & Kubilius, R. (2017). The efficacy of short ( 6 mm ) dental implants with a novel thread design. *Stomatologija, Baltic Dental and Maxillofacial Journal*, 19(2), 55–63.
- Bilhan, H., Geckili, O., Mumcu, E., Bozdog, E., Sünbüloğlu, E., & Kutay, O. (2010). Influence of surgical technique, implant shape and diameter on the primary stability in cancellous bone. *Journal of Oral Rehabilitation*, 37(12), 900–907. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2010.02117.x>
- Botzenhart, U., Kunert-keil, C., Heinemann, F., Gredes, T., Seiler, J., Berniczei-roykó, Á., & Gedrange, T. (2014). Osseointegration of short titan implants: a Pilot study in pigs. *Annals of Anatomy*. <https://doi.org/10.1016/j.aanat.2014.02.011>
- Brizuela-Velasco, A., Fernández-González, F. J., Martín-Blanco, N., Chávarri-Prado, D., Chento-Valiente, Y., Dehesa-Ibarra, B., & Vega, J. A. (2015). Accuracy of Resonance Frequency Analysis by Third Generation Osstell ®. *International Journal of Odontostomatology*, 9(3), 489–492.
- Calvo-guirado, L., Torres, J. A. L., Dard, M., Javed, F., Martínez, C. Pérez-A., & Val, J. E. M. S. de. (2016). Evaluation of extrashort 4-mm implants in mandibular edentulous patients with reduced bone height in comparison with standard implants : a 12-month results. *Clinical Oral Implants Research*, 27(7), 867–874. <https://doi.org/10.1111/clr.12704>
- Digholkar, S., Madhav, V., & Palaskar, J. (2014). Methods to measure stability of dental implants. *Journal of Dental and Allied Sciences*, 3(1), 17–23. <https://doi.org/10.4103/2277-4696.156523>
- dos Santos, M. V., Elias, C. N., & Cavalcanti Lima, J. H. (2011). The effects of superficial roughness and design on the primary stability of dental implants. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 13(3), 215–223. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2009.00202.x>
- Edher, F., & Nguyen, C. T. (2017). Short dental implants: A scoping review of the literature for patients with head and neck cancer. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, (C), 1–7. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.06.003>
- Esfahrood, Z. R., Ahmadi, L., Karami, E., & Asghari, S. (2017). Short dental implants in the posterior maxilla: a review of the literature. *Journal of the Korean Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 43(2), 70–76. <https://doi.org/10.5125/jkaoms.2017.43.2.70>
- Esposito, M., Hirsch, J.-M., Lekholm, U., & Thomsen, P. (1998). Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants, (I). Success criteria and epidemiology. *European Journal of Oral Sciences*, 106(1), 527–551. <https://doi.org/10.1046/j.0909-8836.t01-2-.x>
- Fan, T., Li, Y., Deng, W. W., Wu, T., & Zhang, W. (2017). Short Implants (5 to 8 mm) Versus Longer Implants (>8 mm) with Sinus Lifting in Atrophic Posterior Maxilla: A Meta-Analysis of RCTs. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 19(1), 207–215. <https://doi.org/10.1111/cid.12432>
- Friberg, B., Sennerby, L., Roos, J., & Lekholm, U. (1995). Identification of bone quality

- in conjunction with insertion of titanium implants. A pilot study in jaw autopsy specimens. *Clinical Oral Implants Research*. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0501.1995.060403.x>
- Galvão, F. F. de S. A., Almeida-Júnior, A. A. de, Faria-Júnior, N. B. de, Reis, J. M. dos S. N., Caldas, S. G. F. R., & Margonar, R. (2011). Predictability of short dental implants : a literature review Predictability of short dental implants : a literature review. *RSBO*, 8(1), 74–80.
- Gentile, M. A., Chuang, S.-K., & Dodson, T. B. (2005). Survival estimates and risk factors for failure with 6 x 5.7-mm implants. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 20(6), 930–7.
- Gill, A., & Rao, P. (2012). Primary stability: The password of implant integration. *Journal of Dental Implants*, 2(2), 103–109. <https://doi.org/10.4103/0974-6781.102223>
- Goené, R., Bianchesi, C., Hüerzeler, M., Del Lupo, R., Testori, T., Davarpanah, M., & Jalbout, Z. (2005). Performance of short implants in partial restorations: 3-Year follow-up of Osseotite® implants. *Implant Dentistry*, 14(3), 274–280. <https://doi.org/10.1097/01.id.0000173335.90854.d8>
- González-Serrano, J., Ortega-Aranegui, R., & López-Quiles, J. (2017). In vitro comparison of primary stability of two implant designs in D3 bone. *Medicina Oral, Patología Oral Y Cirugía Bucal*, 22(4), e473–e477. <https://doi.org/10.4317/medoral.21714>
- Grant, B. T. N., Pancko, F. X., & Kraut, R. A. (2009). Outcomes of Placing Short Dental Implants in the Posterior Mandible: A Retrospective Study of 124 Cases. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 67(4), 713–717. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2008.11.004>
- Grassi, S., Piattelli, A., Ferrari, D. S., Figueiredo, L. C., Feres, M., Iezzi, G., & Shibli, J. A. (2007). HISTOLOGIC EVALUATION OF HUMAN BONE INTEGRATION ON MACHINED AND SANDBLASTED ACID-ETCHED TITANIUM SURFACES IN TYPE IV BONE. *Journal of Oral Implantology*, 33(1), 8–12.
- Han, H. C., Lim, H. C., Hong, J. Y., Ahn, S. J., Han, J. Y., Shin, S. Il, ... Shin, S. Y. (2016). Primary implant stability in a bone model simulating clinical situations for the posterior maxilla: An in vitro study. *Journal of Periodontal and Implant Science*, 46(4), 254–265. <https://doi.org/10.5051/jpis.2016.46.4.254>
- Herekar, M., Sethi, M., Ahmad, T., Fernandes, A. S., Patil, V., & Kulkarni, H. (2014). A correlation between bone (B), insertion torque (IT), and implant stability (S): BITS score. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(4), 805–810. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.02.011>
- Hong, D. G. K., & Oh, J. (2017). Recent advances in dental implants. *Maxillofacial Plastic and Reconstructive Surgery*, 39(1), 33. <https://doi.org/10.1186/s40902-017-0132-2>
- Jain, N., Gulati, M., Garg, M., & Pathak, C. (2016). Short implants: New horizon in implant dentistry. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*, 10(9), ZE14–ZE17. <https://doi.org/10.7860/JCDR/2016/21838.8550>
- Javed, F., Ahmed, H. B., Crespi, R., & Romanos, G. E. (2013). Role of primary stability for successful osseointegration of dental implants : Factors of influence and evaluation. *Interventional Medicine & Applied Science*, 5(4), 162–167. <https://doi.org/10.1556/IMAS.5.2013.4.3>
- Javed, F., & Romanos, G. E. (2010). The role of primary stability for successful immediate loading of dental implants. A literature review. *Journal of Dentistry*, 38(8), 612–620. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2010.05.013>



- Kennedy, K. S., Jones, E. M., Kim, D.-G., McGlumphy, E. A., & Clelland, N. L. (2013). A Prospective Clinical Study to Evaluate Early Success of Short Implants. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 28(1), 170–177. <https://doi.org/10.11607/jomi.2810>
- Kumar, G., & Narayan, B. (2014). Osseointegrated titanium implants: Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Classic Papers in Orthopaedics*, 6470(October), 507–509. [https://doi.org/10.1007/978-1-4471-5451-8\\_133](https://doi.org/10.1007/978-1-4471-5451-8_133)
- Lachmann, S., Jäger, B., Axmann, D., Gomez-Roman, G., Groten, M., & Weber, H. (2006). Resonance frequency analysis and damping capacity assessment. *Clinical Oral Implants Research*, 17(1), 75–79. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2005.01173.x>
- Lang, N. P., Salvi, G. E., Huynh-ba, G., Ivanovski, S., Donos, N., & Bosshardt, D. D. (2011). Early osseointegration to hydrophilic and hydrophobic implant surfaces in humans. *Clinical Oral Implants Research*, 22, 349–356. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2011.02172.x>
- Lee, J. H., Frias, V., Lee, K. W., & Wright, R. F. (2005). Effect of implant size and shape on implant success rates: A literature review. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 94(4), 377–381. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2005.04.018>
- Lioubavina-Hack, N., Lang, N. P., & Karring, T. (2006). Significance of primary stability for osseointegration of dental implants. *Clinical Oral Implants Research*, 17(3), 244–250. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2005.01201.x>
- Lozano-Carrascal, N., Salomó-Coll, O., Gilabert-Cerdà, M., Farré-Pagés, N., Gargallo-Albiol, J., & Hernández-Alfaro, F. (2016). Effect of implant macro-design on primary stability: A prospective clinical study. *Medicina Oral, Patología Oral Y Cirugía Bucal*, 21(2), e214–e221. <https://doi.org/10.4317/medoral.21024>
- Maló, P., de Araújo Nobre, M. A., Lopes, A. V., & Rodrigues, R. (2015). Immediate loading short implants inserted on low bone quantity for the rehabilitation of the edentulous maxilla using an All-on-4 design. *Journal of Oral Rehabilitation*, 42(8), 615–623. <https://doi.org/10.1111/joor.12291>
- Martinez, H., Davarpanah, M., Missika, P., Celletti, R., & Lazzara, R. (2001). Review article Optimal implant stabilization in low density bone. *Clinical Oral Implantology Research*, 12, 423–432.
- Mavrogenis, A. F., Dimitriou, R., Parvizi, J., & Babis, G. C. (2009). Biology of implant osseointegration. *Journal of Musculoskeletal Neuronal Interactions*, 9(2), 61–71. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2007.05.013>
- Menchero-Cantalejo, E., Barona-Dorado, C., Cantero-Álvarez, M., Fernández-Cáliz, F., & Martínez-González, J. M. (2011). Meta-analysis on the survival of short implants. *Medicina Oral, Patología Oral Y Cirugía Bucal*, 16(4). <https://doi.org/10.4317/medoral.16.e546>
- Meredith, N. (2008). A Review of Implant Design , Geometry and Placement. *Review Literature And Arts Of The Americas*, 6–12.
- Meredith, N., Alleyne, D., & Cawley, P. (1996). Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. *Clinical Oral Implants Research*. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0501.1996.070308.x>
- Meredith, N., Book, K., Friberg, B., Jemt, T., & Sennerby, L. (1997). Resonance-frequency-measurements of implant stability in vivo. *Clin Oral Impl Res*, 8, 226–233.
- Merheb, J., Van Assche, N., Coucke, W., Jacobs, R., Naert, I., & Quirynen, M. (2010).

- Relationship between cortical bone thickness or computerized tomography-derived bone density values and implant stability. *Clinical Oral Implants Research*, 21(6), 612–617. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2009.01880.x>
- Meyer, G., Fanghänel, J., & Proff, P. (2012). Morphofunctional aspects of dental implants. *Annals of Anatomy*, 194(2), 190–194. <https://doi.org/10.1016/j.aanat.2011.09.006>
- Misch, C. E. (1999). Implant Design Considerations for the Posterior Regions of the Mouth. *Implant Dentistry*, 8(4), 376–86.
- Misch, C. E., Steigenga, J., Barboza, E., Misch-Dietsh, F., Cianciola, L. J., & Kazor, C. (2006). Short Dental Implants in Posterior Partial Edentulism: A Multicenter Retrospective 6-Year Case Series Study. *Journal of Periodontology*, 77(8), 1340–1347. <https://doi.org/10.1902/jop.2006.050402>
- Miyamoto, I., Tsuboi, Y., Wada, E., Suwa, H., & Iizuka, T. (2005). Influence of cortical bone thickness and implant length on implant stability at the time of surgery - Clinical, prospective, biomechanical, and imaging study. *Bone*, 37(6), 776–780. <https://doi.org/10.1016/j.bone.2005.06.019>
- Molly, L. (2006). Bone density and primary stability in implant therapy. *Clinical Oral Implants Research*, 17(2), 124–135.
- Morand, M., & Irinakis, T. (2007). THE CHALLENGE OF IMPLANT THERAPY IN THE POSTERIOR MAXILLA: PROVIDING A RATIONALE FOR THE USE OF SHORT IMPLANTS. *Journal of Oral Implantology*, 33(5), 257–266.
- Morris, H. F., Ochi, S., Crum, P., Orenstein, I., & Plezia, R. (2003). Bone Density: Its Influence on Implant Stability After Uncovering. *Journal of Oral Implantology*, 29(6), 263–269.
- Morris, H. F., Ochi, S., Orenstein, I. H., & Petrazzuolo, V. (2004). AICRG, Part V: Factors Influencing Implant Stability at Placement and Their Influence on Survival of Ankylos Implants. *Journal of Oral Implantology*, 30(3), 162–170. [https://doi.org/10.1563/1548-1336\(2004\)30<162:APVFII>2.0.CO;2](https://doi.org/10.1563/1548-1336(2004)30<162:APVFII>2.0.CO;2)
- O’Sullivan, D., Sennerby, L., Jagger, D., & Meredith, N. (2004). Implant Primary Stability. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 6(1), 48–57.
- O’Sullivan, D., Sennerby, L., & Meredith, N. (2004). Influence of implant taper on the primary and secondary stability of osseointegrated titanium implants. *Clinical Oral Implants Research*, 15(4), 474–480. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2004.01041.x>
- Oliveira, G., Barros-Filho, L. A. B., Barros, L. A. B., & Marcantonio, R. J. (2016). In vitro evaluation of the primary stability of short and conventional implants. *Journal of Oral Implantology*, 42(6), 458–463.
- Ostman, P.-O., Hellman, M., Wendelhag, I., & Sennerby, L. (2006). Resonance frequency analysis measurements of implants at placement surgery. *The International Journal of Prosthodontics*, 19(1), 77–83;
- Padmanabhan, T. V., & Gupta, R. K. (2010). Comparison of Crestal Bone Loss and Implant Stability Among the Implants Placed With Conventional Procedure and Using Osteotome Technique: A Clinical Study. *Journal of Oral Implantology*, 36(6), 475–483. <https://doi.org/10.1563/AAID-JOI-D-09-00049>
- Parithimarkalaignan, S., & Padmanabhan, T. V. (2013). Osseointegration: An update. *Journal of Indian Prosthodontist Society*, 13(1), 2–6. <https://doi.org/10.1007/s13191-013-0252-z>
- Park, J.-C., Lee, J.-W., Kim, S.-M., & Lee, J.-H. (n.d.). Implant Stability - Measuring Devices and Randomized Clinical Trial for ISQ Value Change Pattern Measured from Two Different Directions by Magnetic RFA.

- Petrie, C. S., & Williams, J. L. (2005). Comparative evaluation of implant designs: Influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest - A three-dimensional finite-element analysis. *Clinical Oral Implants Research*, 16(4), 486–494. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2005.01132.x>
- Pierrisnard, L., Renouard, F., Renault, P., & Barquins, M. (2003). Influence of Implant Length and Bicortical Anchorage on Implant Stress Distribution. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 5(4), 254–262. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2003.tb00208.x>
- Quesada-Garcia, M.-P., Prados-Sanchez, E., Olmedo-Gaya, M.-V., Munoz-Soto, E., Gonzalez-Rodriguez, M.-P., & Vallecillo-Capilla, M. (2009). Measurement of dental implant stability by resonance frequency analysis: A review of the literature. *Medicina Oral Patología Oral Y Cirugía Bucal*, 14(10), e538–e546. <https://doi.org/10.4317/medoral.14.e538>
- Reich, W., Schweyen, R., Heinzelmann, C., Hey, J., Al-Nawas, B., & Eckert, A. W. (2017). Novel expandable short dental implants in situations with reduced vertical bone height-technical note and first results. *International Journal of Implant Dentistry*, 3(1), 46. <https://doi.org/10.1186/s40729-017-0107-1>
- Renouard, F., & Nisand, D. (2006). Impact of implant length and diameter on survival rates - Renouard - 2006 - Clinical Oral Implants Research - Wiley Online Library. *Clin. Oral Imp. Res*, 35–51.
- Rocchietta, I., Fontana, F., & Simion, M. (2008). Clinical outcomes of vertical bone augmentation to enable dental implant placement: A systematic review. *Journal of Clinical Periodontology*, 35(SUPPL. 8), 203–215. <https://doi.org/10.1111/j.1600-051X.2008.01271.x>
- Rodrigo, D., Aracil, L., Martin, C., & Sanz, M. (2010). Diagnosis of implant stability and its impact on implant survival : a prospective case series study. *Clinical Oral Implants Research*, 21(3), 255–261. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2009.01820.x>
- Rokn, A. R., Keshtkar, A., Monzavi, A., Hashemi, K., & Bitaraf, T. (2018). Comparing Short Dental Implants to Standard Dental Implants: Protocol for a Systematic Review. *JMIR Research Protocols*, 7(1), e16. <https://doi.org/10.2196/resprot.8836>
- Schincaglia, G. Pietro, Thoma, D. S., Haas, R., Tutak, M., Garcia, A., Taylor, T. D., & Hämmerle, C. H. F. (2015). Randomized controlled multicenter study comparing short dental implants (6 mm) versus longer dental implants (11-15 mm) in combination with sinus floor elevation procedures. Part 2: Clinical and radiographic outcomes at 1 year of loading. *Journal of Clinical Periodontology*, 42(11), 1042–1051. <https://doi.org/10.1111/jcpe.12465>
- Schwartz, S. R. (2015). Short Implants: Are They a Viable Option in Implant Dentistry? *Dental Clinics of North America*, 59(2), 317–328. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2014.10.008>
- Sennerby, L., & Meredith, N. (2008). Implant stability measurements using resonance frequency analysis: Biological and biomechanical aspects and clinical implications. *Periodontology 2000*, 47, 51–66. <https://doi.org/PRD267> [pii] 10.1111/j.1600-0757.2008.00267.x
- Shadid, R. M., Sadaqah, N. R., & Othman, S. A. (2014). Does the implant surgical technique affect the primary and/or secondary stability of dental implants? A systematic review. *International Journal of Dentistry*. <https://doi.org/10.1155/2014/204838>
- Shemtov-Yona, K., & Rittel, D. (2015). An Overview of the Mechanical Integrity of Dental Implants. *BioMed Research International*.

- <https://doi.org/10.1155/2015/547384>
- Sierra-Sánchez, J. L., García-Sala-Bonmatí, F., Martínez-González, A., García-Dalmau, C., Mañes-Ferrer, J. F., & Brotons-Oliver, A. (2016). Predictability of short implants (< 10 mm) as a treatment option for the rehabilitation of atrophic maxillae. A systematic review. *Medicina Oral, Patologia Oral Y Cirugia Bucal*, 21(3), e392–e402. <https://doi.org/10.4317/medoral.20949>
- Swami, V., Vijayaraghavan, V., & Swami, V. (2016). Current trends to measure implant stability. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 16(2), 124. <https://doi.org/10.4103/0972-4052.176539>
- Tabassum, A., Meijer, G. J., Wolke, J. G. C., & Jansen, J. A. (2010). Influence of surgical technique and surface roughness on the primary stability of an implant in artificial bone with different cortical thickness: A laboratory study. *Clinical Oral Implants Research*, 21(2), 213–220. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2009.01823.x>
- Telleman, G., Raghoobar, G. M., Vissink, A., den Hartog, L., Huddleston Slater, J. J. R., & Meijer, H. J. A. (2014). A systematic review of the prognosis of short (<10 mm) dental implants placed in the partially edentulous patient. *Journal of Clinical Periodontology*.
- Tonetti, M. S., & Schmid, J. (1994). Pathogenesis of implant failures. *Periodontology* 2000, 4(1), 127–138. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0757.1994.tb00013.x>
- Tricio, J., van Steenberghe, D., Rosenberg, D., & Duchateau, L. (1995). Implant stability related to insertion torque force and bone density: An in vitro study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 74(6), 608–612. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(05\)80313-0](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(05)80313-0)
- Turkyilmaz, I., Aksoy, U., & McGlumphy, E. A. (2008). Two alternative surgical techniques for enhancing primary implant stability in the posterior maxilla: A clinical study including bone density, insertion torque, and resonance frequency analysis data. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 10(4), 231–237. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2008.00084.x>
- Turkyilmaz, I., & McGlumphy, E. A. (2008). Influence of bone density on implant stability parameters and implant success: A retrospective clinical study. *BMC Oral Health*, 8(1), 1–8. <https://doi.org/10.1186/1472-6831-8-32>
- Tutak, M., Smektała, T., Schneider, K., Gołębiewska, E., & Sporniak-Tutak, K. (2013). Short dental implants in reduced alveolar bone height: A review of the literature. *Medical Science Monitor*, 19, 1037–1042. <https://doi.org/10.12659/MSM.889665>
- Uehara, P. N., Matsubara, V. H., Igai, F., Sesma, N., Mukai, M. K., & Araujo, M. G. (2018). Short Dental Implants ( $\leq 7\text{mm}$ ) Versus Longer Implants in Augmented Bone Area : A Meta-Analysis of Randomized Controlled Trials. *The Open Dentistry Journal*, 12, 354–365. <https://doi.org/10.2174/1874210601812010354>
- Winkler, S., Morris, H. F., & Ochi, S. (2000). Implant Survival to 36 Months as Related to Length and Diameter. *Annals of Periodontology*, 5(1), 22–31. <https://doi.org/10.1902/annals.2000.5.1.22>
- Winter, W., Möhrle, S., Holst, S., & Matthias, K. (2010). Parameters of Implant Stability Measurements Based on Resonance Frequency and Damping Capacity : A Comparative Finite Element Analysis. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 25(3), 532–539.
- Yamaguchi, Y., Shiota, M., Munakata, M., Kasugai, S., & Ozeki, M. (2015). Effect of implant design on primary stability using torque-time curves in artificial bone. *International Journal of Implant Dentistry*, 1(1), 21–27. <https://doi.org/10.1186/s40729-015-0024-0>

